

**VALÉRIO HENRIQUE DEZAN**

**ANÁLISE DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS DISCOS  
INTERVERTEBRAIS EM DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Setor de Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. André Luiz Felix Rodacki

**CURITIBA  
2005**

**VALÉRIO HENRIQUE DEZAN**

**ANÁLISE DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS DISCOS  
INTERVERTEBRAIS EM DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Setor de Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. André Luiz Felix Rodacki

**CURITIBA  
2005**

D532 Dezan, Valério Henrique

Análise do comportamento mecânico dos discos intervertebrais em diferentes faixas etárias / Valério Henrique Dezan. - Curitiba, 2005.  
95 f.: il.

Orientador: Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki

Dissertação (Mestrado) - Setor de Tecnologia, Universidade Federal do Paraná.

Inclui Bibliografia

1. Coluna vertebral. 2. Discos intervertebrais. 3. Envelhecimento – Coluna vertebral. 4. Biomecânica. I. Rodacki, André Luiz Félix.  
II. Universidade Federal do Paraná. III. Título.

617.47

## **TERMO DE APROVAÇÃO**

VALÉRIO HENRIQUE DEZAN

ESTUDO DA INFLUÊNCIA DO ENVELHECIMENTO SOBRE O  
COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS DISCOS INTERVERTEBRAIS  
DURANTE E APÓS A APLICAÇÃO DE CARGAS COMPRESSIVAS

ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA COMO REQUISITO PARCIAL  
À OBTENÇÃO DO TÍTULO DE

**MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA**

E APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA  
DO SETOR DE TECNOLOGIA DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki (presidente)  
Departamento de Engenharia Mecânica, UFPR  
Departamento de Educação Física, UFPR

Prof. Dr. Iverson Ladewig  
Departamento de Educação Física, UFPR

Prof. Dr. Luiz Roberto Vialle  
Departamento de Medicina, PUC-PR

Curitiba, 19 de Setembro de 2005.

## **AGRADECIMENTOS E DEDICATÓRIAS**

Gostaria de agradecer ao Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki pela oportunidade de realizar o mestrado, me orientando de forma indispensável durante todo o desenvolvimento desta dissertação.

A realização desta dissertação não seria possível se não fosse à colaboração dos pesquisadores e grandes amigos Thiago Sarraf, Clever Provensi e Luiz Carvalho Penteado.

Também gostaria de agradecer aos meus eternos professores: Alexandre Salomão, Julimar Pereira, Neiva Leite e Osley de Matos.

Dedico este trabalho primeiramente a Deus que sempre acreditou em mim, mesmo quando eu não acreditei Nele. Também dedico este trabalho a minha querida e dedicada mãe Janete de Souza, pai Bruno Dezan Filho, irmão Bruno Dezan Neto e cunhada Patrícia Muller e a minha amada e futura esposa Audrey Panek.

**“O único lugar onde sucesso vem antes do trabalho é no dicionário”**

*Albert Einstein*

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS .....</b>	<b>10</b>
<b>LISTA DE GRÁFICOS E QUADROS .....</b>	<b>12</b>
<b>LISTA DE TABELAS .....</b>	<b>13</b>
<b>RESUMO .....</b>	<b>14</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>15</b>
<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>16</b>
<b>2. OBJETIVOS.....</b>	<b>20</b>
2.1. OBJETIVO GERAL .....	20
2.1.1. Objetivos Específicos .....	20
<b>3. HIPÓTESES .....</b>	<b>21</b>
<b>4. REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>22</b>
4.1. ENVELHECIMENTO POPULACIONAL E TRABALHO .....	22
4.2. PROCESSO DE ENVELHECIMENTO E OCORRÊNCIA DE DOENÇAS CRÔNICO-DEGENERATIVAS NA COLUNA VERTEBRAL .....	22
4.3. A COLUNA VERTEBRAL .....	24
4.3.1. Unidade Funcional da Coluna Vertebral .....	27
4.3.1.1. Morfologia do disco intervertebral .....	29
4.3.1.2. Propriedades mecânicas dos discos intervertebrais .....	32
4.3.2. Efeito do Envelhecimento e Degeneração sobre o Disco Intervertebral .....	36
4.3.2.1. Estresses mecânicos e processo de envelhecimento e degeneração .....	37
4.3.2.2. Nutrição e vascularização e processo de envelhecimento e degeneração .....	45
4.3.2.3. Fatores genéticos e processo de envelhecimento e degeneração .....	46

	8
4.3.2.4. Alterações na inervação nos discos intervertebrais com o envelhecimento .....	46
4.3.2.5. Efeito do envelhecimento sobre o padrão da atividade eletromiográfica dos músculos posturais .....	47
4.3.3. Influência do Envelhecimento e Degeneração sobre as Propriedades Mecânicas dos Discos Intervertebrais .....	48
4.4. CONCLUSÃO DA REVISÃO DE LITERATURA .....	52
<b>5. MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	54
5.1. PARTICIPANTES .....	54
5.2. PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS .....	55
5.2.1. Estadiômetro: Descrição do Equipamento e Protocolo de Medição .....	58
5.3. ANÁLISE DOS DADOS E TRATAMENTO ESTATÍSTICO .....	60
<b>6. RESULTADOS</b> .....	63
6.1. FAMILIARIZAÇÃO NOS PROCEDIMENTOS DE ESTADIOMETRIA .....	63
6.2. AJUSTE DAS REGRESSÕES NÃO LINEARES DO TIPO EXPONENCIAL E <i>PIECEWISE-BREAKPOINT</i> .....	63
6.3. PERDA DE ESTATURA ABSOLUTA .....	63
6.4. PERFIL E TAXAS DE PERDA DE ESTATURA DURANTE A TAREFA .....	65
6.5. RECUPERAÇÃO ABSOLUTA DE ESTATURA .....	66
6.6. PERFIL E TAXAS DE RECUPERAÇÃO DE ESTATURA APÓS A TAREFA .....	68
6.7. EQUAÇÕES DE PERDA E RECUPERAÇÃO DE ESTATURA .....	70
<b>7. DISCUSSÃO</b> .....	72
7.1. FAMILIARIZAÇÃO E ERROS DE MEDIDAS NOS PROCEDIMENTOS DE ESTADIOMETRIA .....	72
7.2. PERDA ABSOLUTA DE ESTATURA .....	72



7.3. PERFIL E TAXAS DE PERDA DE ESTATURA DURANTE A TAREFA .....	75
7.4. RECUPERAÇÃO ABSOLUTA DE ESTATURA .....	77
7.5. PERFIL E TAXAS DE RECUPERAÇÃO DE ESTATURA APÓS A TAREFA .....	80
<b>8. CONCLUSÃO .....</b>	<b>82</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>84</b>
<b>ANEXO .....</b>	<b>95</b>

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	– VÉRTEBRA PADRÃO .....	25
FIGURA 2	– A COLUNA VERTEBRAL COMO UM TODO .....	26
FIGURA 3	– UNIDADE FUNCIONAL DA COLUNA VERTEBRAL .....	28
FIGURA 4	– ORIENTAÇÃO DAS FACETAS ARTICULARES E AMPLITUDE ARTICULAR EM CADA UNIDADE FUNCIONAL NAS DIFERENTES REGIÕES DA COLUNA VERTEBRAL .....	29
FIGURA 5	– DISCO INTERVERTEBRAL NÃO-DEGENERADO .....	31
FIGURA 6	– VARIAÇÃO NA PRESSÃO INTRADISCAL NO TERCEIRO DISCO LOMBAR ( <i>IN VIVO</i> ) EM DIFERENTES POSTURAS E TAREFAS .....	34
FIGURA 7	– COMPORTAMENTO MECÂNICO DA UNIDADE FUNCIONAL DA COLUNA VERTEBRAL DURANTE A APLICAÇÃO DE CARGAS COMPRESSIVAS .....	35
FIGURA 8	– COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS DISCOS DURANTE E APÓS A APLICAÇÃO DE CARGAS COMPRESSIVAS .....	36
FIGURA 9	– EFEITO DO ENVELHECIMENTO E DEGENERAÇÃO SOBRE A MORFOLOGIA DOS DISCOS INTERVERTEBRAIS .....	39
FIGURA 10	– DISTRIBUIÇÃO DO ESTRESSE COMPRESSIVO SOBRE OS DISCOS INTERVERTEBRAIS NORMAIS E DEGENERADOS .....	41
FIGURA 11	– REDUÇÃO DO ESPAÇO INTERVERTEBRAL, RESULTANDO EM COMPRESSÃO NOS NERVOS PERIFÉRICOS E SOBRECARGA SOBRE AS FACETAS ARTICULARES .....	42
FIGURA 12	– EFEITOS DA SOBRECARGA MECÂNICA SOBRE A UNIDADE FUNCIONAL DA COLUNA VERTEBRAL .....	42
FIGURA 13	– EFEITOS DO ENVELHECIMENTO E DEGENERAÇÃO SOBRE A UNIDADE FUNCIONAL DA COLUNA	

	VERTEBRAL .....	43
FIGURA 14 –	RELAÇÃO ENTRE ENVELHECIMENTO E DEGENERAÇÃO DISCAL VERIFICADA ATRAVÉS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA .....	44
FIGURA 15 –	ATIVIDADE ELETROMIOGRAFICA DOS MÚSCULOS POSTURAIIS EM IDOSOS E ADULTOS JOVENS DURANTE OS MOVIMENTOS DE FLEXÃO DE TRONCO.....	48
FIGURA 16 –	REPOUSO NA POSIÇÃO DE FOWLER .....	56
FIGURA 17 –	CONTROLE POSTURAL NO ESTADIÔMETRO DURANTE AS MEDIDAS DE VARIAÇÃO DE ESTATURA .....	60

## LISTA DE GRÁFICOS E QUADROS

GRÁFICO 1	– PERDA ABSOLUTA DE ESTATURA EM FUNÇÃO DA IDADE .....	64
GRÁFICO 2	– PERFIL DAS PERDAS DE ESTATURA DURANTE A TAREFA FÍSICA ENTRE OS DIFERENTES GRUPOS ETÁRIOS .....	65
GRÁFICO 3	– DADOS DE DISPERSÃO DOS VALORES DE RECUPERAÇÃO ABSOLUTA DE ESTATURA EM FUNÇÃO DA IDADE .....	68
GRÁFICO 4	– PERFIL DA RECUPERAÇÃO DE ESTATURA APÓS 30 MIN DO TÉRMINO DA TAREFA FÍSICA .....	69
QUADRO 1	– EQUAÇÕES DE PREDIÇÃO DE PERDA E RECUPERAÇÃO ABSOLUTA DE ESTATURA EXPRESSAS EM FUNÇÃO DO TEMPO, NOS DIFERENTES GRUPOS ETÁRIOS .....	71

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1	– PREVALÊNCIA DE LOMBALGIAS EM IDOSOS VERIFICADA NA LITERATURA .....	23
TABELA 2	– CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DA AMOSTRA .....	55
TABELA 3	– PERDA DE ESTATURA ABSOLUTA APÓS A TAREFA FÍSICA NOS DIFERENTES GRUPOS ETÁRIOS .....	64
TABELA 4	– TAXA DE PERDA ESTATURA ANTERIOR OU IGUAL AO <i>BREAKPOINT</i> (PTX <sub>1</sub> ) NOS DIFERENTES GRUPOS ETÁRIOS .....	66
TABELA 5	– TAXA DE PERDA ESTATURA APÓS <i>BREAKPOINT</i> (PTX <sub>2</sub> ) NOS DIFERENTES GRUPOS ETÁRIOS .....	66
TABELA 6	– RECUPERAÇÃO DE ESTATURA ABSOLUTA APÓS A TAREFA FÍSICA NOS DIFERENTES GRUPOS ETÁRIOS .....	67
TABELA 7	– TAXA DE RECUPERAÇÃO DE ESTATURA ANTERIOR OU IGUAL AO <i>BREAKPOINT</i> (RTX <sub>1</sub> ) NOS DIFERENTES GRUPOS ETÁRIOS .....	70
TABELA 8	– TAXA DE RECUPERAÇÃO DE ESTATURA POSTERIOR AO <i>BREAKPOINT</i> (RTX <sub>2</sub> ) NOS DIFERENTES GRUPOS ETÁRIOS .....	70

## RESUMO

Este estudo objetivou analisar o comportamento mecânico dos discos intervertebrais em sujeitos de diferentes idades, durante e após a realização de uma atividade física moderada. Sessenta participantes do sexo masculino, aparentemente saudáveis, foram divididos em três grupos experimentais: adultos jovens (18 - 29 anos,  $n = 25$ ); adultos de meia-idade (30 - 59 anos,  $n = 15$ ) e idosos (60 - 70 anos,  $n = 20$ ). O comportamento mecânico dos discos intervertebrais foi determinado por meio de medidas de pequenas variações na estatura, as quais foram quantificadas através de um estadiômetro especial. A tarefa física consistiu no transporte de uma carga de 10% do peso corporal (distribuída em duas sacolas manuais) durante 30 min de caminhada em ritmo auto-selecionado. Ao término da tarefa física as cargas manuais foram retiradas e os participantes permaneceram em pé durante 30 min. A variação de estatura foi mensurada durante e após a realização da tarefa a cada 3 min, constituindo um conjunto de 20 medidas repetidas (10 durante e 10 após a tarefa). Ao término da tarefa todos os sujeitos apresentaram uma redução na estatura. A maior perda de estatura ocorreu no grupo dos adultos jovens ( $-6,24 \pm 1,19$  mm) quando comparado ao grupo dos adultos de meia-idade ( $-4,61 \pm 1,31$  mm) e idosos ( $-3,75 \pm 1,20$  mm). Após a tarefa o grupo dos adultos jovens recuperou 56,2% da estatura inicial, enquanto o grupo dos adultos de meia-idade recuperou 23,0%. O grupo dos idosos não demonstrou nenhuma recuperação de estatura e apresentou uma perda adicional de 48,1% após o período de recuperação. Alterações no comportamento mecânico da coluna vertebral foram mais pronunciadas no grupo dos indivíduos idosos. Foi concluído que os processos de envelhecimento e degeneração podem ocasionar importantes alterações nas propriedades biomecânicas dos discos intervertebrais, que são caracterizadas por uma maior rigidez e incapacidade de recuperar sua altura.

**Palavras-chave:** discos intervertebrais; coluna vertebral; envelhecimento; biomecânica; ergonomia; estadiometria.

## ABSTRACT

This study aimed to analyse the intervertebral disc mechanical behaviour in subjects of different ages during and after the performance of a moderate physical activity. Sixty male participants, apparently healthy, were divided in three experimental groups: young adults (18 - 29 years,  $n = 25$ ), middle-aged adults (30 - 59 years,  $n = 15$ ) and elderly (60 - 70 years,  $n = 20$ ). The mechanical behaviour of the intervertebral discs was determined by measuring small stature changes with the aid of a special stadiometer. The task consisted in transporting a load that corresponded to 10% body mass (distributed in two manual bags) during 30 min in a self-selected pace. Stature variation was assessed during and after the task in intervals of 3 min that formed a set of 20 repeated measurements (10 during and 10 after the task). At the end of the task all subjects showed a stature reduction. The greatest loss occurred in the young adult group ( $-6.24 \pm 1.19$  mm) when compared to the adult middle-aged group ( $-4.61 \pm 1.31$  mm) and the aged group ( $-3.75 \pm 1.20$  mm). After the task the young adult group recovered 56.2% of their initial stature, while the middle-age group recovered 23.0%. The aged group did not show any stature regain and showed a further stature loss of 48.1% after the recovery period. Changes in the mechanical behaviour of the intervertebral discs were more pronounced in the aged group. It was concluded that the ageing process and degeneration can cause important changes in the intervertebral disc mechanical properties, which are characterised by a greater stiffness and inability to recover its height.

**Key-words:** intervertebral discs; spine; aging; biomechanics; ergonomics; spinal shrinkage.

## 1. INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, tem-se observado um fenômeno de envelhecimento da população mundial, refletido por um aumento na expectativa de vida (SZPALSKI et al, 2003). Esta longevidade tem ocasionado importantes modificações sociais e econômicas nas relações de trabalho, no qual observa-se um número emergente de idosos desempenhando atividades profissionais (DYCHTWARD, 2002), sendo reportado um número significativo de idosos que participam da população brasileira economicamente ativa (INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA - IBGE, 2005).

Contudo, o processo de envelhecimento está associado com um aumento na ocorrência de problemas na coluna vertebral tais como as lombalgias (HARTVIGSEN; CHRISTENSEN; FREDERIKSEN, 2004; KOPEC; SAYRE; ESDAILE, 2004) as quais podem limitar a realização das atividades profissionais dos idosos (TAKEYACHI et al, 2003). Além disto, as dores lombares ocasionam severos distúrbios na qualidade de vida dos sujeitos (WEBB et al, 2003) e representam um grave problema de saúde pública devido aos altos custos relacionados com o tratamento e medicação (DEYO et al, 1991; PICAVET; SCHOUTEN, 2003; VAN TULDER; KOES; BOUTER, 2005).

Os mecanismos fisiopatológicos das lombalgias são multifatoriais e permanecem incertos (STEVENS et al, 1982; TUBACH et al, 2002; NORCROSS et al, 2003). Apesar do grande número de fatores associados ao desenvolvimento das lombalgias, o disco intervertebral tem sido apontado como uma das principais estruturas envolvidas com a etiologia das dores lombares (KUSLICH; ULSTROM; MICHAEL, 1991; ADAMS et al, 2000; RANNOU et al, 2001).

O disco intervertebral é uma estrutura altamente especializada, consistindo de uma organizada rede de fibras de colágeno embebida em um gel de proteoglicanos e água, de modo que o fluido amorfo do núcleo pulposo é limitado pelas fibras do ânulo fibroso (WATKINS, 2001). Os discos intervertebrais são capazes de distribuir e atenuar os estresses compressivos entre as vértebras adjacentes devido as suas



propriedades viscoelásticas<sup>1</sup>. O núcleo pulposo e anulo fibroso interno comportam-se como um fluido pressurizado, enquanto que o anulo fibroso externo atua como uma camada elástica (ADAMS; DOLAN, 1995). Estas características funcionais dos discos intervertebrais são garantidas devido ao equilíbrio entre síntese e degradação de elementos da matriz extracelular dos discos (água, proteoglicanos, colágeno e outros), ou seja, os elementos da matriz extracelular são preservados (BIBBY et al, 2001; ROUGHLEY, 2001) e suas propriedades de absorver e transmitir cargas mantidas.

Todavia, o processo de envelhecimento pode ocasionar alterações degenerativas (bioquímicas, morfológicas e mecânicas) sobre os discos intervertebrais. Perda de água e proteoglicanos (SETHUR et al, 1990; BORENSTEIN; WIESEL; BODEN, 1995), redução da pressão osmótica negativa no núcleo pulposo (ADAMS et al, 2000) e diminuição na organização das fibras de colágeno (YASUMA et al, 1990) são modificações primárias características do envelhecimento. Com o envelhecimento perde-se uma clara distinção entre o núcleo pulposo e anulo fibroso (ADAMS; DOLAN; HUTTON, 1986). Aumentos na síntese de colágeno e metaloproteinases no núcleo (BENOIST, 2003), ocorrência de fissuras concêntricas e lesões radiais nos anulos (OSTI et al, 1992) também tem sido reportadas em função dos processos de modificação que caracterizam o envelhecimento. Uma das modificações mais severas decorrentes do envelhecimento refere-se à redução na altura dos discos intervertebrais (HAYASHI et al, 1987; WATKINS, 2001). A perda de altura dos discos intervertebrais tem sido associada a processos degenerativos do envelhecimento e tem sido apontada como uma das principais causas de sobrecarga mecânica sobre um número de estruturas vertebrais tais como as facetas articulares (DUNLOP; ADAMS; HUTTON, 1984). Em adição, com o avanço da idade, verificam-se modificações no padrão de vascularização e nutrição dos discos intervertebrais, os quais podem resultar em diminuição na concentração de oxigênio e glicose e aumento de ácido lático intradiscal (BIBBY et al, 2001). Desta forma, as alterações funcionais e estruturais que ocorrem em função do processo de envelhecimento e degeneração podem alterar o

---

<sup>1</sup> Característica mecânica dos discos intervertebrais em se deformar de forma elástica e viscosa (fluido), quando cargas mecânicas são aplicadas ou retiradas/minimizadas.

comportamento mecânico dos discos intervertebrais, e ocasionar problemas na coluna resultando em dor.

Alguns estudos *in vitro* analisaram o efeito do envelhecimento sobre as propriedades mecânicas dos discos intervertebrais. Por exemplo, Koeller et al (1986) e Keller, Spengler e Hansson (1987) demonstraram que a perda de altura dos discos intervertebrais durante a aplicação de forças compressivas é inversamente relacionada com a idade. Todavia, os resultados deste tipo de estudo são questionáveis, pois problemas metodológicos (ex: congelamento, temperatura ambiente, estado de hidratação, remoção de importantes componentes musculares, ligamentos e estruturas ósseas) que podem limitar a interpretação dos achados (BASS et al, 1997). Em contrapartida, análises *in vivo* são difíceis de obter devido à escassez de métodos de medição viáveis (ex: não-invasivos).

Tais análises podem ser realizadas a partir de medidas indiretas de variação da estatura utilizando a metodologia proposta por De Puky (1935) e Eklund e Corlett (1984) através de um equipamento denominado “estadiômetro”. Vários pesquisadores (VAN DIEEN; TOUSSAINT, 1993; MCGILL et al, 1996; RODACKI et al, 2001, 2003; HEALEY et al, 2005) têm reforçado o conceito que medidas de variação na estatura podem ser utilizadas como um método confiável e não-invasivo para quantificar o comportamento mecânico dos discos intervertebrais *in vivo*. Desta forma, as perdas de altura que ocorrem nos discos intervertebrais devido a uma deformação radial e perda de fluido (ADAMS; HUTTON, 1983a) causam variações no comprimento da coluna vertebral, as quais podem ser quantificadas através de medidas de pequenas variações na estatura - estadiometria (EKLUND; CORLETT, 1984; VAN DEURSEN et al, 2005).

Os poucos estudos realizados *in vivo* por meio de estadiometria para verificar a influência do envelhecimento sobre as propriedades mecânicas dos discos intervertebrais tem apresentado resultados divergentes. De Puky (1935) observou que durante a variação circadiana os indivíduos idosos apresentam uma menor deformação na altura dos discos intervertebrais que os indivíduos jovens. Resultados semelhantes foram relatados por Althoff et al (1992) e Kanlayanaphotporn et al (2001, 2003), os quais observaram menores perdas na altura dos discos nos sujeitos mais velhos do

sexo masculino durante a realização de tarefas com cargas. Em oposição a estes estudos Michel e Helander (1994) e Van Dieen et al (1994) reportaram uma maior perda na altura dos discos intervertebrais nos sujeitos mais velhos durante a realização de tarefas cotidianas. Em contrapartida, Magnusson, Almqvist e Lindstrom (1990) não encontraram um efeito importante da idade sobre a variação da altura dos discos.

Uma outra importante propriedade mecânica dos discos intervertebrais, que também pode ser mensurada por meio de estadiometria, refere-se à capacidade dos discos recuperarem sua altura após as cargas serem retiradas ou minimizadas (RODACKI et al, 2003; HEALEY et al, 2005). Todavia, nenhum estudo que tenha analisado a capacidade dos discos intervertebrais de idosos em recuperarem sua altura foi encontrado.

Desta forma, as implicações do processo de envelhecimento sobre as propriedades mecânicas dos discos intervertebrais *in vivo* não são claras e precisam ser analisadas. A compreensão do comportamento mecânico dos discos intervertebrais em função do envelhecimento é de fundamental importância para o estabelecimento de estratégias ergonômicas de prevenção dos problemas na coluna vertebral, possibilitando aos indivíduos a manutenção de suas atividades profissionais e qualidade de vida.

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1. OBJETIVO GERAL**

Determinar a influência do envelhecimento sobre o comportamento mecânico da coluna vertebral em indivíduos saudáveis do sexo masculino em diferentes faixas etárias (adultos jovens, adultos de meia-idade e idosos) em resposta a uma tarefa física, utilizando medidas indiretas de variação na estatura (estadiometria) como critério de estresse sobre a coluna vertebral.

#### **2.1.1. Objetivos Específicos**

Para atender ao objetivo geral do estudo, uma série de objetivos específicos precisaram ser elaborados:

- a) Descrever e comparar a perda de estatura absoluta em indivíduos de diferentes faixas etárias do sexo masculino após o término de uma tarefa física moderada.
- b) Determinar e comparar as taxas de perda de estatura em indivíduos de diferentes faixas etárias do sexo masculino durante a realização de uma tarefa física moderada.
- c) Descrever e comparar a recuperação de estatura absoluta em indivíduos de diferentes faixas etárias do sexo masculino após um período de 30 min do término de uma tarefa física moderada.
- d) Determinar e comparar as taxas de recuperação de estatura em indivíduos de diferentes faixas etárias do sexo masculino durante um período de 30 min após o término de uma tarefa física moderada.

### 3. HIPÓTESES

Para testar os objetivos gerais e específicos, se fez necessário testar um conjunto de hipóteses (H):

- H<sub>1</sub>: A perda de estatura absoluta, após o término de uma tarefa física moderada, será menor em função do aumento da idade.
- H<sub>2</sub>: Indivíduos idosos demonstrarão menores taxas de redução de estatura durante uma atividade física moderada que adultos de meia-idade, e estes por sua vez, apresentarão menores taxas de redução de estatura que adultos jovens.
- H<sub>3</sub>: A recuperação de estatura absoluta, após 30 min do término de uma tarefa física moderada, será menor em função do aumento da idade.
- H<sub>4</sub>: Indivíduos idosos demonstrarão menores taxas de recuperação de estatura durante um período de 30 min após o término de uma tarefa física moderada que adultos de meia-idade, e estes por sua vez apresentarão menores taxas de recuperação de estatura que adultos jovens.

## **4. REVISÃO DE LITERATURA**

### **4.1. ENVELHECIMENTO POPULACIONAL E TRABALHO**

Nas últimas décadas tem sido observado um fenômeno de envelhecimento da população mundial. Estudos têm demonstrado que a população européia com mais de 65 anos aumentou de 10,8% em 1950 para 19,1% em 1995, sendo estimado 30,1% em 2025 (SZPALSKI et al, 2003). Valores semelhantes foram verificados para a população norte-americana (UNITED STATES OF AMERICAN CENSUS BUREAU & UNITED STATES OF AMERICAN DEPARTMENT OF COMMERCE, 2003). Este aumento na expectativa de vida também tem sido verificado na população brasileira, sendo observado em recente censo que de 1980 para 2003 a esperança de vida ao nascer passou de 62,7 anos para 71,3 (IBGE, 2005). Tais aumentos na expectativa de vida podem ser atribuídos a melhorias no sistema de saúde e nas estratégias preventivas de doenças infecto-contagiosas associadas ao envelhecimento.

Esta maior longevidade tem ocasionado importantes modificações sociais e econômicas nas relações de trabalho, no qual tem sido observado um número emergente de idosos desempenhando atividades profissionais (DYCHTWARD, 2002), sendo reportado um número significativo de idosos que participam da população brasileira economicamente ativa. Em estudo realizado pelo IBGE (2005) foi verificada uma importante participação do idoso (idade superior a 60 anos) na estrutura familiar, sendo observado que em 1999 aproximadamente 65% dos idosos eram os responsáveis pela família, e mais de um terço ainda se encontravam no mercado de trabalho.

### **4.2. PROCESSO DE ENVELHECIMENTO E OCORRÊNCIA DE DOENÇAS CRÔNICO-DEGENERATIVAS NA COLUNA VERTEBRAL**

Apesar dos benefícios propiciados pela melhoria no estado geral de saúde pública, as medidas adotadas para a redução das doenças infecto-contagiosas pouco influenciam os fatores associados ao desenvolvimento de problemas crônico-degenerativos, os quais são influenciados e mediados por fatores mecânicos. Os problemas crônico-degenerativos, definidos como uma série de modificações

orgânicas e estruturais que resultam em diminuição gradativa da capacidade funcional dos tecidos moles e do sistema músculo-esquelético, podem estar associados ao uso contínuo e aplicação de estresse mecânico sobre as estruturas envolvidas (FERGUSON; STEFFEN, 2003). Desta forma, a longevidade e as doenças crônico-degenerativas tendem a apresentar uma relação direta (COX, 2002), onde as afecções degenerativas ocorrem em maior número e severidade à medida que os sujeitos têm sua expectativa de vida aumentada (BUCKWALTER et al, 1993). Entre as doenças crônico-degenerativas os problemas na coluna vertebral, tais como as lombalgias, são muito freqüentes nos idosos (KOPEC; SAYRE; ESDAILE, 2004; HARTVIGSEN; CHRISTENSEN; FREDERIKSEN, 2004) (ver TABELA 1).

TABELA 1 – PREVALÊNCIA DE LOMBALGIAS EM IDOSOS VERIFICADA NA LITERATURA

Estudos Epidemiológicos	Amostra (n) total/ idoso	Idade ou faixa etária	Prevalência de lombalgia nos idosos
Biering-Sorensen (1983) <sup>A</sup>	928/ 212	30 a 60+ anos	♂ = 42%; ♀ = 50%
Bergström et al (1985) <sup>A</sup>	973/ 973	79+ anos	Geral = 33%
Biering-Sorensen et al (1986) <sup>A</sup>	922/ 213	30 a 60+ anos	♂ = 43%; ♀ = 54%
Andersson et al (1993) <sup>B</sup>	1806/ 310	25 a 74 anos	♂ = 24%; ♀ = 23%
Bressler et al (1999) <sup>C</sup>	-	-	Geral = 13% a 49%
Tsuritani et al (2002) <sup>A</sup>	709/ 190	40 a 69 anos	♀ = 15%
Picavet et al (2003) <sup>A</sup>	3664/ 1230	25 a 75+ anos	♂ = 23%; ♀ = 29%
Webb et al (2003) <sup>A</sup>	4515/ 1000	16 a 75+ anos	♂ = 19%; ♀ = 32%
Hartvigsen et al (2004) <sup>A</sup>	4486/4486	70 a 102 anos	♂ = 20%; ♀ = 30%

A: estudo na população geral; B: estudo em distritos de saúde; C: estudo de revisão; ♂: homens; ♀: mulheres.

O impacto negativo que os acometimentos na coluna vertebral causam sobre a qualidade de vida e profissional dos sujeitos, além dos gastos públicos envolvidos na recuperação e no tratamento, faz com que as doenças crônico-degenerativas na coluna vertebral sejam consideradas como um grave problema de saúde pública mundial (DEYO et al, 1991).

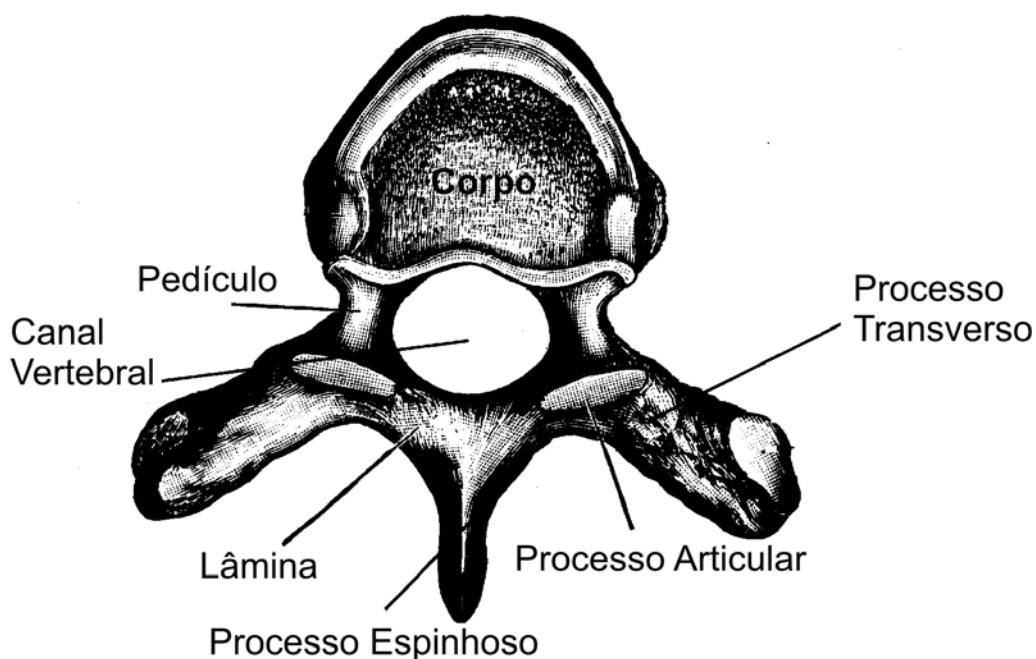
### 4.3. A COLUNA VERTEBRAL

A coluna vertebral é uma complexa estrutura, a qual constitui um pilar central do corpo humano (KAPADJI, 2000). Esta possui as funções de estabilizar o eixo longitudinal do sistema locomotor, transmitir e atenuar as cargas internas e externas aos membros inferiores e vice-versa (HOPPENFELD, 1999). Em associação, a coluna vertebral deve fornecer proteção e sustentação a órgãos, medula espinhal e nervos periféricos, além de auxiliar em funções vitais do organismo tais como a respiração e mastigação (GRAY, 1985). Esta ainda deve permitir a ação de forças de compressão, tração, cisalhamento, flexão/extensão verificadas durante as atividades cotidianas (GRABINER, 1991). Desta forma, a coluna vertebral deve possuir uma estrutura anatômica que possibilite a associação de duas características mecânicas antagônicas: flexibilidade e estabilidade (TWOMEY; TAYLOR, 1983; KAPANDJI, 2000).

A coluna vertebral é composta de trinta e três vértebras, classificadas segundo seu formato e localização em 7 cervicais (C1-C7), 12 torácicas (T1-T12), 5 lombares (L1-L5), 5 sacrais (S1-S5) e 4 coccígeas (GRAY, 1985). As vértebras da região cervical, torácica e lombar são denominadas verdadeiras por permanecerem distintas durante toda a vida, enquanto que as vértebras sacrais e coccígeas são denominadas falsas por se fundirem na idade adulta, formando os ossos do sacro e o do cóccix, respectivamente. Apesar de algumas vértebras serem altamente especializadas (ex: Atlas e Axis), estas geralmente possuem os mesmos segmentos: corpo vertebral, forâmen vertebral, arco neural (constituído por um par de pedículos e um par de lâminas) e seus respectivos processos: 4 articulares (2 superiores e 2 inferiores), 2 transversos e 1 espinhoso (GRAY, 1985). A FIGURA 1 demonstra uma vértebra padrão.



FIGURA 1 – VÉRTEBRA PADRÃO



FONTE: Modificado de Gray (1985).

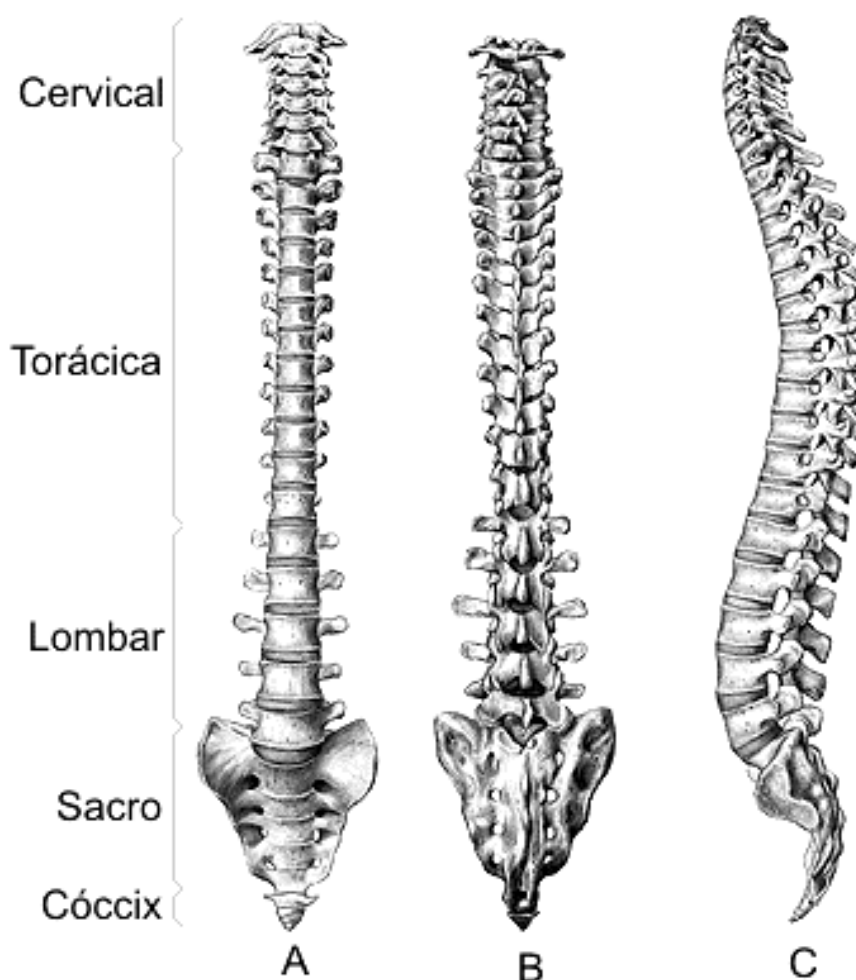
Entre duas vértebras verdadeiras adjacentes existe um disco fibrocartilaginoso (disco intervertebral) que constituem com os ligamentos circundantes a unidade funcional da coluna vertebral. O somatório das unidades funcionais da coluna vertebral associada com os ossos do sacro e o cóccix constitui a coluna vertebral como um todo, a qual apresenta um comprimento de aproximadamente 71 cm nos homens e 61 cm nas mulheres (um terço da estatura corporal) (GRAY, 1985).

No plano sagital a coluna vertebral de um adulto saudável apresenta quatro curvaturas fisiológicas: lordose cervical, cifose torácica, lordose lombar e cifose sacrococcígea. A lordose pode ser definida como uma convexidade anterior da coluna vertebral na região cervical e lombar e a cifose como uma curva oposta à lordose, na qual apresenta uma convexidade posterior na região torácica e sacrococcígea. A curvatura da cifose está presente desde o nascimento, enquanto que a lordose se desenvolve em respostas de forças exercidas sobre a coluna dos lactentes (GRABINER, 1991). As curvaturas fisiológicas da coluna vertebral (lordoses e cifoses) fornecem uma maior capacidade da coluna vertebral em suportar cargas internas e externas na qual a coluna está constantemente submetida (ADAMS;

DOLAN, 1995; DEZAN et al, 2003). Conforme Kapandji (2000) a resistência da coluna vertebral é proporcional ao quadrado do número de curvaturas mais um.

No plano frontal a coluna vertebral de um adulto saudável não apresenta curvaturas fisiológicas. Contudo, pequenos desvios laterais na coluna vertebral (menor que 10°) não necessariamente representam uma patologia (ex: escoliose). Este pequeno desvio lateral da coluna vertebral pode estar associado com a dominância dos indivíduos e/ou com uma adaptação anatômica da coluna vertebral ao arco aórtico e porção superior da aorta torácica descendente (GRAY, 1985). A FIGURA 2 ilustra a coluna vertebral como um todo.

FIGURA 2 – A COLUNA VERTEBRAL COMO UM TODO



A: vista anterior; B: vista posterior; C: vista lateral.

FONTE: Modificado de Putz et al (2001) (Sobotta Atlas of Human Anatomy CD-ROM, v. 1.5).

#### 4.3.1. Unidade Funcional da Coluna Vertebral

A unidade funcional da coluna vertebral é constituída basicamente por duas vértebras adjacentes verdadeiras (com exceção da articulação entre C1-C2) intercaladas por um disco intervertebral e circundadas por tecidos moles (ligamentos). Este arranjo anatômico possibilita a cada unidade funcional realizar um pequeno movimento articular, fornecendo estabilidade e proteção à medula espinhal e nervos periféricos. Contudo, o somatório destes pequenos movimentos possibilita a coluna vertebral uma grande amplitude articular como um todo.

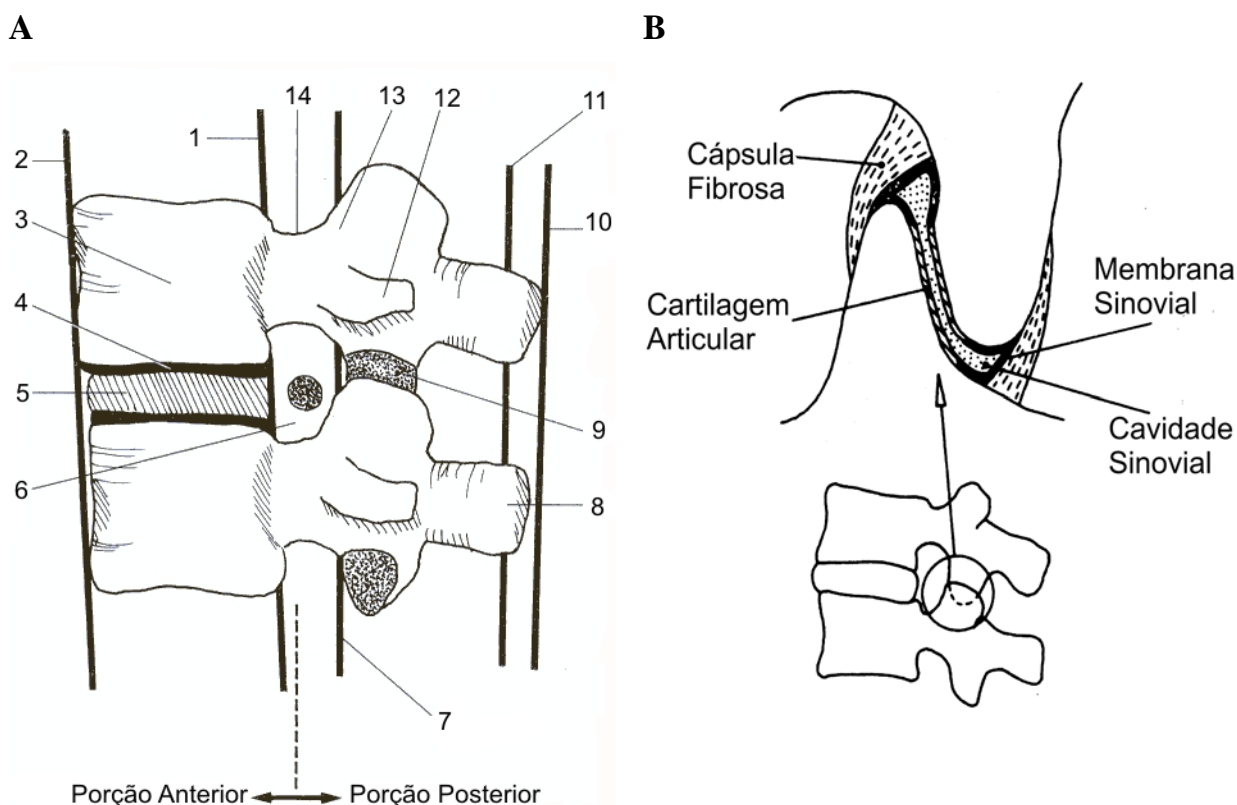
A unidade funcional da coluna vertebral pode ser dividida conforme sua morfologia e funcionalidade em dois segmentos: uma porção anterior e uma porção posterior (KAPANDJI, 2000; NORDIN; FRANKEL, 2001).

A porção anterior da unidade funcional possui a finalidade de suportar e dissipar as cargas internas e externas, resultando diretamente sobre esta 80% da magnitude das forças compressivas na qual a coluna vertebral está submetida na postura ortostática (ADAMS; DOLAN, 1995; COX, 2002). Esta porção anterior é constituída por dois corpos vertebrais adjacentes, separados por um disco intervertebral (e respectivas placas terminais) e os ligamentos longitudinais anterior e posterior (NORDIN; FRANKEL, 2001), formando uma articulação do tipo sínfise entre os corpos vertebrais (articulação intervertebral) (WATKINS, 2001) (FIGURA 3A).

A porção posterior da unidade funcional possui a função de fornecer a orientação e amplitude de movimento da coluna vertebral, sendo constituída de pedículos e lâminas, e seus respectivos processos (GRAY, 1985). Os processos articulares superiores e inferiores de vértebras adjacentes se articulam constituindo uma articulação do tipo sinovial deslizante (articulação apofisária) (WATKINS, 2001) (FIGURA 3B). A orientação dos processos articulares (facet articular) auxilia na determinação da liberdade de movimentos nas diferentes regiões da coluna vertebral (FIGURA 4). Apesar das facet articular não serem especializadas em sustentar cargas mecânicas, estas são responsáveis por suportar 20% das forças compressivas na postura ortostática (podendo ser superior em unidades funcionais degeneradas) (ADAMS; DOLAN, 1995; COX, 2002). A porção posterior da unidade funcional

ainda é sustentada por estruturas ligamentosas (ligamentos flavum, supra-espinhal, inter-espinhal e inter-transversal) (NORDIN; FRANKEL, 2001). Este complexo ligamentar, associado com as articulações apofisárias e discos intervertebrais, limita uma excessiva amplitude articular da coluna vertebral, evitando possíveis lesões nos discos intervertebrais (ADAMS; DOLAN, 1995).

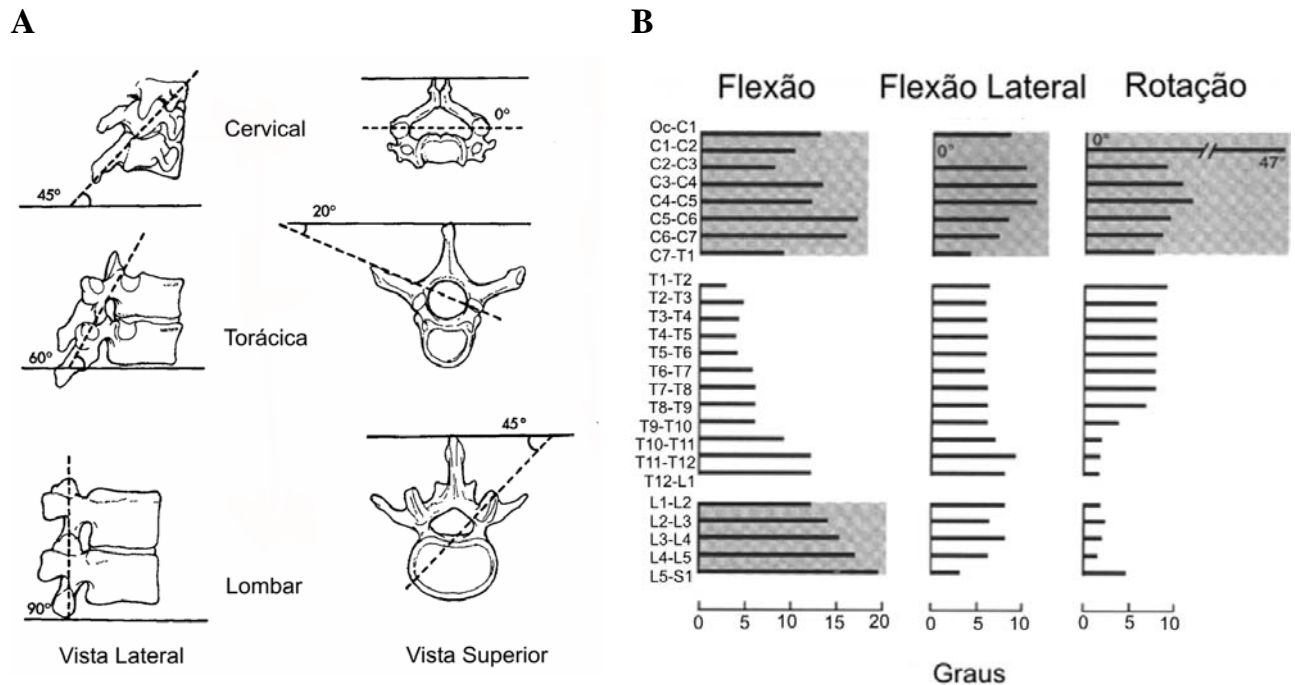
FIGURA 3 – UNIDADE FUNCIONAL DA COLUNA VERTEBRAL



1: ligamento longitudinal posterior; 2: ligamento longitudinal anterior; 3: corpo vertebral; 4: placa terminal; 5: disco intervertebral; 6: forâmen intervertebral e nervo periférico; 7: ligamento flavum; 8: processos espinhosos; 9: articulação apofisária (a cápsula ligamentar está detalhada na FIGURA 3B); 10: ligamento supra-espinhal; 11: ligamento inter-espinhal; 12: processo transversal (o ligamento inter-transversal não está demonstrado); 13: arco vertebral; 14: canal vertebral.

FONTE: A FIGURA 3A foi modificada de Nordin e Frankel (2001) e a FIGURA 3B foi modificada de Adams e Hutton (1983b).

**FIGURA 4 – ORIENTAÇÃO DAS FACETAS ARTICULARES E AMPLITUDE ARTICULAR EM CADA UNIDADE FUNCIONAL NAS DIFERENTES REGIÕES DA COLUNA VERTEBRAL**



A: orientação das facetas articulares; B: amplitude articular em cada segmento da coluna vertebral.  
 FONTE: Modificado de Nordin e Frankel (2001).

#### 4.3.1.1. Morfologia do disco intervertebral

O disco intervertebral é uma complexa e especializada estrutura da coluna vertebral, possuindo as funções de fornecer estabilidade ao unir os corpos vertebrais, absorver e dissipar uniformemente as cargas mecânicas e permitir movimentos articulares à coluna vertebral (CASSAR-PULLICINO, 1998). A coluna vertebral possui 23 discos intervertebrais, os quais representam 25% do comprimento total da coluna, sendo observado um aumento na altura e diâmetro dos discos intervertebrais no sentido crânio-caudal (GRABINER, 1991). Cada disco intervertebral pode ser dividido em três regiões interdependentes: placa terminal, ânulo fibroso e núcleo pulposos.

As placas terminais são constituídas basicamente por cartilagens hialinas permeáveis do tipo sínfises, e estão localizadas na superfície superior e inferior dos

discos intervertebrais (GRABINER, 1991). A troca de fluidos dos discos intervertebrais é realizado através das placas terminais (WATKINS, 2001).

O ânulo fibroso é constituído de vários anéis fibrocartilagosos (20 anéis) dispostos concentricamente, os quais envolvem e limitam o núcleo pulposo (WHITING; ZERNICKE, 1998). As fibras de colágeno de cada camada do ânulo fibroso estão dispostas na mesma direção e alternadas em cada anel adjacente, permitindo que o disco suporte diferentes tipos de cargas (ex: forças de cisalhamento) (WATKINS, 2001). O arranjo estrutural das fibras do ânulo fibroso possibilita ao disco intervertebral a capacidade de se deformar elasticamente (aproximadamente 1,04 vezes seu comprimento inicial) (COX, 2002). O ânulo fibroso pode ser subdividido em duas porções: ânulo fibroso externo e interno.

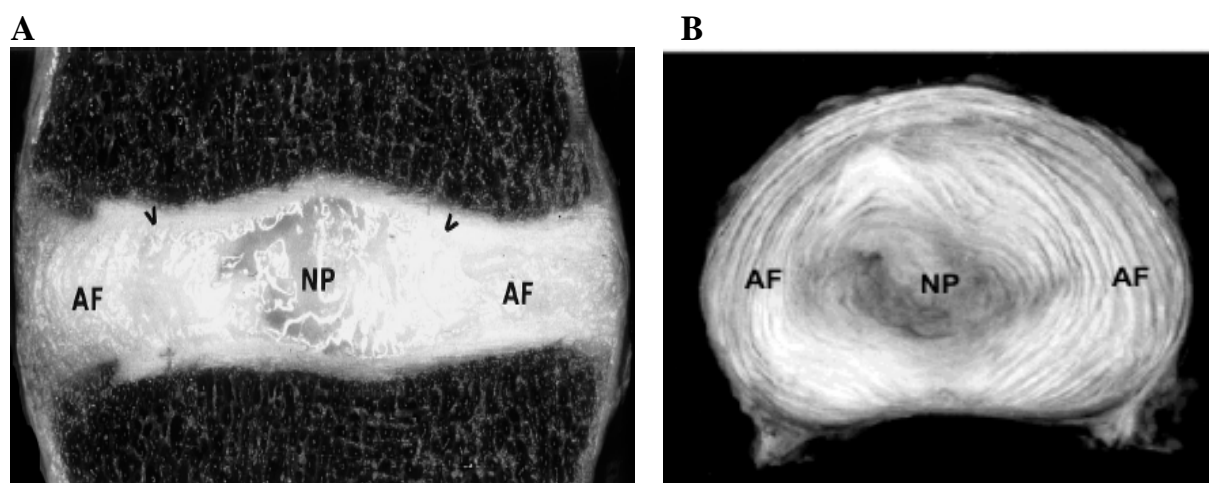
O ânulo fibroso externo é composto por lamelas concêntricas de colágeno altamente organizadas e orientadas em um ângulo de aproximadamente 30° (alternadas em cada camada) com relação ao eixo longitudinal da coluna vertebral. O colágeno tipo I é o mais predominante nesta região, e possui suas fibrilas fixadas as placas terminais e direcionadas ao interior dos corpos vertebrais (fibras de Sharpey) (PRESCHER, 1998). As células mais abundantes no ânulo fibroso externo são os fibroblastos.

O ânulo fibroso interno é mais largo, fibrocartilaginoso, contém uma menor quantidade de colágeno e nível de organização de suas lamelas que o ânulo fibroso externo. O colágeno tipo II é o mais predominante. Em adição, o ânulo fibroso interno possui uma alta concentração de proteoglicanos. A população celular do ânulo fibroso interno é caracterizada pela presença de fibroblastos e condrócitos.

O núcleo pulposo está localizado na porção central do disco intervertebral, apresentando como sua substância fundamental uma matriz amorfa de mucopolisacarídeo, constituída de uma livre rede de colágeno e uma grande concentração de proteoglicanos (KAPANDJI, 2000). A matriz do núcleo pulposo apresenta uma grande quantidade de água (88% em um recém-nascido), além de condroitino-4-sulfato, condroitino-6-sulfato, sulfato de queratina e ácido hialurônico os quais constituem os proteoglicanos (PRESCHER, 1998; KAPANDJI, 2000). O núcleo pulposo possui uma grande quantidade de proteoglicanos, garantindo

ao núcleo um alto componente hidrofílico (ADAMS; DOLAN, 1995). O núcleo pulposo exerce constantemente uma pressão osmótica negativa para absorver fluido (WATKINS, 2001). Acredita-se que o disco intervertebral pode absorver até nove vezes o seu volume de fluido. Devido ao estado hidrofílico do disco intervertebral, o qual sempre apresenta uma certa pressão osmótica negativa no núcleo pulposo, proporciona ao disco um estado de pré-tensão que aumenta a capacidade deste em resistir às forças de compressão (KAPANDJI, 2000). Esta pressão osmótica do núcleo pulposo exerce uma função fundamental de controlar o anabolismo e catabolismos de elementos da matriz do disco intervertebral (HANDA et al, 1997). O núcleo pulposo é delimitado do ânulo fibroso interno por uma fina camada fibrosa denominada zona de transição. Conforme Prescher (1998) o núcleo pulposo apresenta o colágeno tipo II como o mais predominante. Pelo menos duas distintas populações celulares são reconhecidas no núcleo pulposo nos primeiros anos de vida. A primeira é uma pequena célula circular de aspecto condrocítico. A segunda célula é de origem notocodral, apresentando uma aparência vaculada (“cavidade”), a qual contém uma importante atividade celular devido seu depósito intracelular de glicogênio. Este segundo tipo de célula tende a desaparecer (ou tornar-se rara) na adolescência. A FIGURA 5 demonstra um disco intervertebral não-degenerado.

FIGURA 5 – DISCO INTERVERTEBRAL NÃO-DEGENERADO



A: corte sagital; B: vista superior; NP: núcleo pulposo; AF: ânulo fibroso.

FONTE: FIGURA 5A foi modificada de Boos et al (1997), e a FIGURA 5B foi modificado de Prescher et al (1998).

Em um disco intervertebral não-degenerado, existe um equilíbrio entre a síntese e a degradação de elementos da matriz extracelular (água, proteoglicanos, colágeno e outros), ou seja, os elementos da matriz extracelular são preservados para garantir as características funcionais do disco intervertebral (BIBBY et al, 2001; ROUGHLEY, 2001).

O mecanismo no qual o disco intervertebral se nutre ainda não está totalmente esclarecido. Durante o período neonatal alguns vasos sanguíneos penetram as placas terminais, e provavelmente nutrem os discos (CAILLIET, 1979). Contudo, com o aumento da idade este se torna gradativamente avascularizado (MOORE; DALLEY, 1999). Em estudo *in vitro* foram verificados indicativos de que o ânulo fibroso é vascularizado até os 20 anos de idade e a placa terminal até os 7 anos, contudo em nenhuma idade o núcleo pulposo apresentou suporte vascular (RUDERT; TILLMANN, 1993). A nutrição do disco intervertebral por osmose foi negada, ocorrendo através de difusão (KATZ; HARGENS; GARFIN, 1986). A difusão dos solutos contendo glicose e oxigênio ocorre através das placas terminais e os sulfatos que constituem os glicosaminoglicanos, entram através dos anéis fibrosos. À medida que o disco intervertebral se embebe de fluido, seu tamanho aumenta e as fibras de colágeno se tornam tensas, sendo equilibrada através de um sistema de pressão, exercida pelas placas terminais e fibras anulares (WATKINS, 2001).

Com respeito à inervação do disco intervertebral é aceito que este é desprovido de fibras nervosas. Esta falta de inervação do disco se deve a grande pressão exercida sobre o núcleo pulposo e ânulo fibroso (McCATHY et al, 1991). Contudo, Cox (2002) sugere que os discos intervertebrais apresentam um duplo suprimento nervoso: sendo a porção anterior do disco inervada por fibras simpáticas e a porção posterior inervada pelo nervo sinovertebral.

#### 4.3.1.2. Propriedades mecânicas dos discos intervertebrais

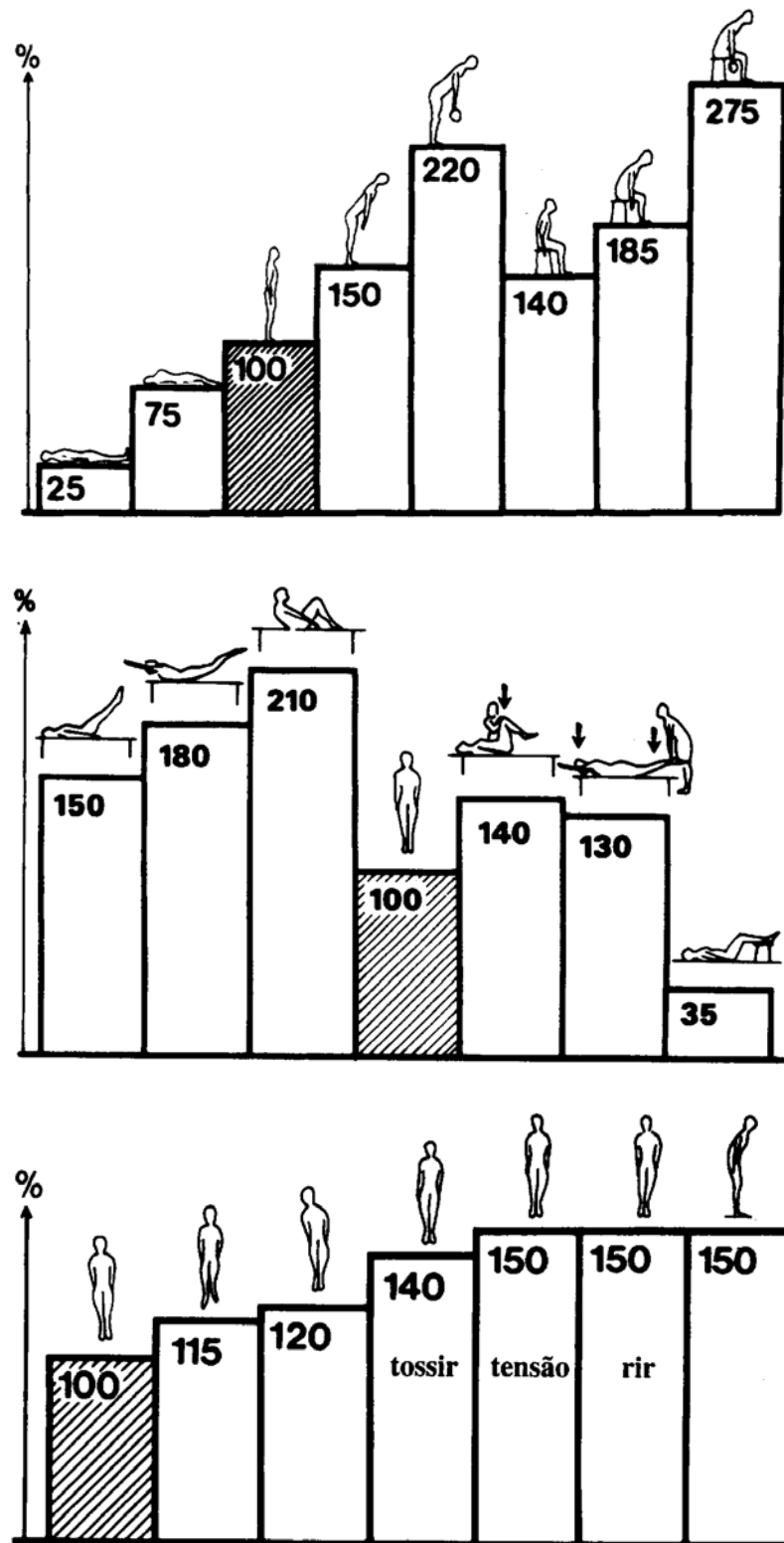
Durante as atividades do cotidiano e laborais a coluna vertebral está constantemente submetida a forças compressivas resultantes da ação da gravidade e cargas internas e externas (BROBERG, 1993; LEIVSETH; DRERUP, 1997). Estas



forças compressivas são distribuídas ao longo da coluna vertebral através de um eficiente sistema biomecânico, constituído pelo somatório das unidades funcionais (NORDIN; FRANKEL, 2001). Quando a coluna vertebral está submetida a cargas, as unidades funcionais funcionam como uma única unidade de transmissão e dissipação de cargas, sendo esta forma considerada mecanicamente mais eficiente (WATKINS, 2001). A capacidade das unidades funcionais em absorver e dissipar as cargas depende das propriedades mecânicas dos discos intervertebrais (VIRGIN, 1951; DOLAN; ADAMS, 2001).

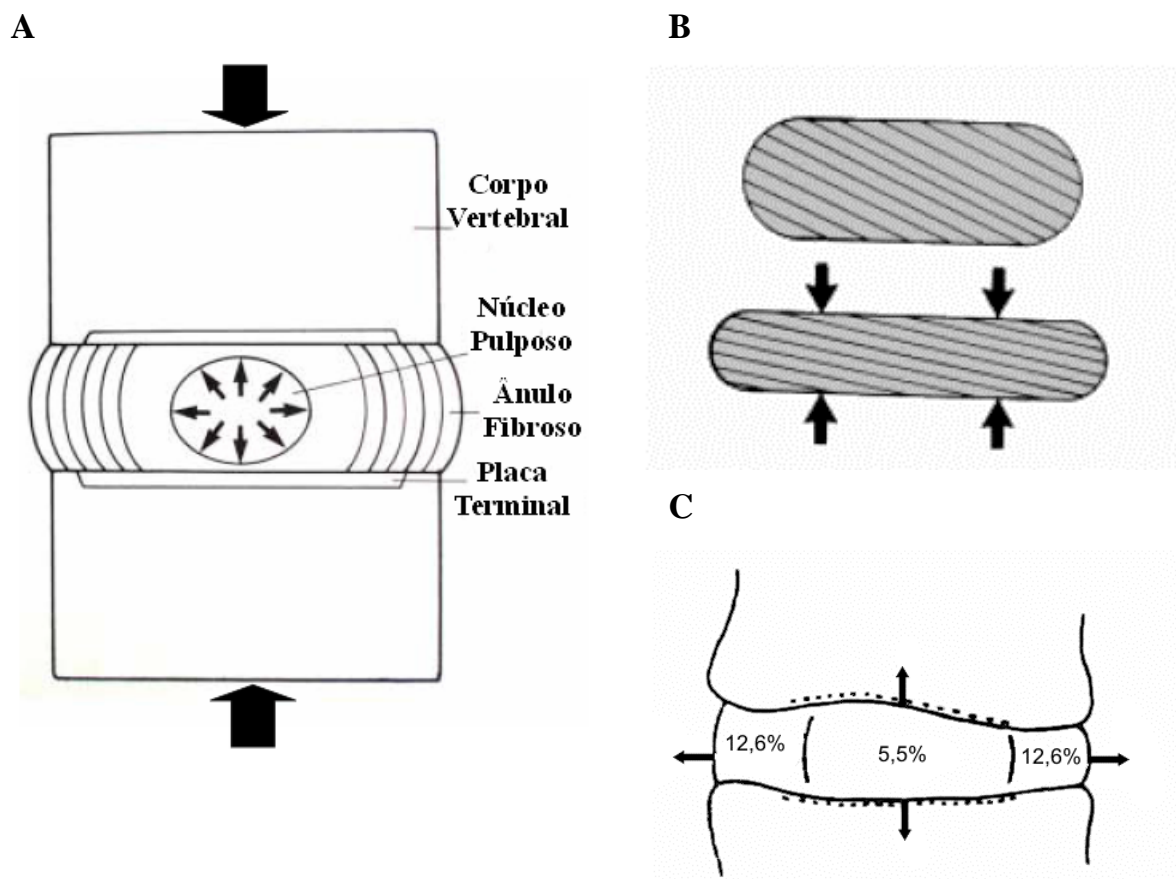
Quando cargas compressivas são aplicadas sobre os discos intervertebrais normais o estresse acumula-se em uma grande região central denominada núcleo funcional (núcleo pulposo e ânulo fibroso interno) o qual comporta-se mecanicamente como um “fluido”, e apenas uma pequena parte do estresse acumula-se sobre o ânulo funcional (ânulo fibroso externo) o qual comporta-se mecanicamente como um “sólido” (ADAMS et al, 1996a). Tais cargas causam um aumento uniforme na pressão interna no núcleo pulposo (NACHEMSON, 1976), transformando parcialmente as forças verticais em horizontais (KAPANDJI, 2000). Estas forças horizontais causam uma imediata e abrupta deformação radial do ânulo fibroso (principalmente a porção externa do ânulo fibroso) (GALANTE, 1967; ADAMS; DOLAN, 1995). Em associação, ocorre uma saída gradual de fluido contido no interior do núcleo pulposo e no ânulo fibroso de 5,5% e 12,5%, respectivamente (ADAMS; HUTTON, 1983a). Em adição, ocorre uma entrada de eletrólitos (ex: sódio e potássio) para o interior dos discos intervertebrais, aumentando a pressão osmótica negativa, evitando uma perda excessiva de fluido dos discos (COX, 2002). Desta forma, o núcleo pulposo e o ânulo fibroso interno comportam-se como um fluido pressurizado, enquanto que o ânulo fibroso externo atua como uma camada elástica, propiciando as características viscoelásticas dos discos intervertebrais (ADAMS; DOLAN, 1995). A FIGURA 6 demonstra a variação na pressão intradiscal em diferentes posturas e tarefas, enquanto que a FIGURA 7 ilustra as propriedades mecânicas dos discos intervertebrais quando submetidos a cargas compressivas.

FIGURA 6 – VARIAÇÃO NA PRESSÃO INTRADISCAL NO TERCEIRO DISCO LOMBAR (*IN VIVO*) EM DIFERENTES POSTURAS E TAREFAS



FONTE: Modificado de Nachemson (1976).

FIGURA 7 – COMPORTAMENTO MECÂNICO DA UNIDADE FUNCIONAL DA COLUNA VERTEBRAL DURANTE A APLICAÇÃO DE CARGAS COMPRESSIVAS



7A: aumento uniforme da pressão interna do núcleo pulposo; 7B: deformação radial do ânulo fibroso; 7C: saída de fluido para fora do disco intervertebral.

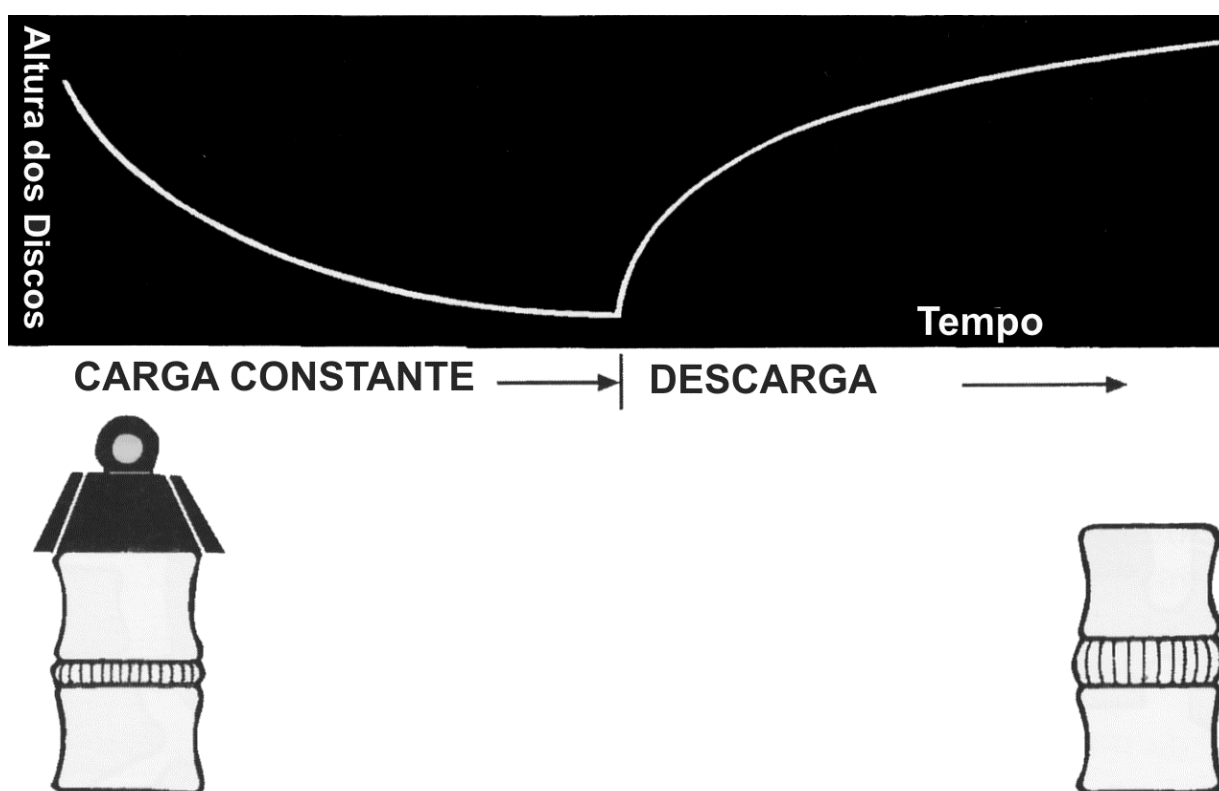
FONTE: A FIGURA 7A e 7B foram modificada de Nordin e Frankel (2001), e a FIGURA 7C foi modificada de Adams e Hutton (1983a).

Desta forma, os discos intervertebrais possuem a capacidade de se deformar viscoelasticamente ao serem submetidos a cargas compressivas, causando uma redução na sua altura. Uma redução na altura dos discos causa diminuição no comprimento da coluna vertebral e pode ser utilizado como índice de estresse sobre a coluna vertebral (EKLUND; CORLETT, 1984; RODACKI et al, 2001, 2003). Vários estudos têm descrito que as deformações dos discos intervertebrais são proporcionais à magnitude das forças impostas sobre a coluna vertebral (TYRRELL; REILLY; TROUP, 1985; LEATT; REILLY; TROUP, 1986; ALTHOFF et al, 1992). Tais perdas na altura dos discos intervertebrais ocorrem de forma exponencial, sendo verificada uma grande e abrupta perda no início do ciclo de cargas (deformação predominante

elástica) associada com uma gradativa e lenta perda na altura dos discos (deformação predominante viscosa) (REILLY; TYRRELL; TROUP, 1984; KAPANDJI, 2000; WATKINS, 2001; DEZAN et al, 2003).

Quando as cargas sobre a coluna vertebral são minimizadas, ocorre um imediato retorno elástico dos tecidos deformados dos discos e ocorre um influxo gradativo de fluido para o interior do núcleo pulposo e ânulo fibroso, ocasionando uma recuperação na altura dos discos (KAPANDJI, 2000). A FIGURA 8 ilustra o comportamento mecânico dos discos intervertebrais submetidos a um ciclo de carga/descarga.

FIGURA 8 – COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS DISCOS DURANTE E APÓS A APLICAÇÃO DE CARGAS COMPRESSIVAS



FONTE: modificado de Hirsch *apud* Kapandji (2000)

#### 4.3.2. Efeito do Envelhecimento e Degeneração sobre os Discos Intervertebrais

Os processos de envelhecimento e de degeneração dos discos intervertebrais estão intimamente associados sendo difícil estabelecer uma distinção entre estes

(TWOMEY; TAYLOR, 1983; ADAMS et al, 1996b). Alguns estudos têm reportado que alterações degenerativas nos discos intervertebrais são evidenciadas a partir da segunda década de vida (NERLICH; SCHLEICHER; BOOS, 1997). Por exemplo, Gresham e Miller (1969) reportaram por meio de discografia (pós-morte) que o grupo com faixa etária entre 14-34 anos apresentou 90% dos discos intervertebrais não-degenerados, o grupo de 35-45 anos demonstrou 25% dos discos não-degenerados, enquanto que no grupo com idade superior a 60 anos apenas 5% dos discos foram considerados não-degenerados.

Os mecanismos responsáveis pelo início do processo de degeneração nos idosos são multifatoriais e não estão devidamente esclarecidos, podendo resultar de uma interação entre fatores mecânicos, nutricionais, genéticos e outros, tais como alterações no padrão de inervação discal.

#### 4.3.2.1 Estresses mecânicos e processo de envelhecimento e degeneração

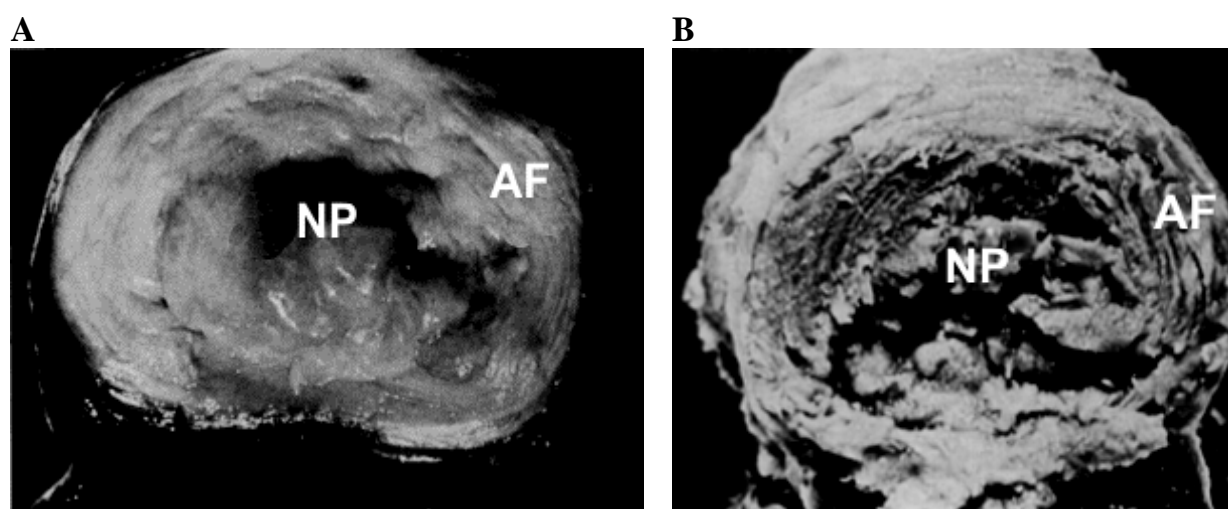
Vários estudos têm reportado que as constantes cargas mecânicas na qual a coluna vertebral está submetida com o aumento da idade apresentam uma importante contribuição para o início destas alterações metabólicas nos elementos da matriz dos discos. Hutton et al (1998, 2000) verificaram em modelos animais que após a aplicação de cargas compressivas sobre L3-L4, durante 3-7 meses e 1 ano, respectivamente, foi observada uma redução na concentração de proteoglicanos e uma maior concentração de colágeno I no núcleo pulposo, todavia, não foram verificados sinais macroscópicos de degeneração. Iatridis et al (1999) também demonstraram que cargas compressivas (0% a 100% do peso corporal), bem como a imobilização, ocasionaram algumas alterações degenerativas sobre os discos intervertebrais (redução da altura dos discos e aumento da rigidez) dos ratos analisados. Adams et al (2000) verificaram que cargas mecânicas aplicadas a discos intervertebrais (6700 N) podem ocasionar pequenas fissuras nas placas terminais dos discos, as quais acarretam um pico de estresse sobre o ânulo fibroso posterior e uma redução de 25% na pressão do núcleo pulposo. Adams et al (2000) ainda verificaram que os discos intervertebrais mais velhos são mais suscetíveis à degeneração do que os discos mais jovens quando

submetidos a cargas mecânicas. Contudo, Walsh e Lotz (2004) verificaram que a aplicação de cargas compressivas dinâmicas (0,1Hz e 1,3MPa) e estáticas (0 Hz e 1,3Mpa), em modelos animais, acarretaram um aumento na quantidade de proteoglicanos no núcleo pulposo e ânulo fibroso. Tais resultados podem ser parcialmente explicados pelo estudo realizado por Handa et al (1997), no qual foi verificado *in vitro* que uma pressão intradiscal acima de 30 ATM (observadas durante a aplicação de grandes cargas compressivas), bem como uma pressão menor que 1 ATM (imobilização ou repouso prolongado), ocasionaram um efeito catabólico sobre os discos intervertebrais, sendo observado um aumento na produção de metaloproteinases e diminuição dos proteoglicanos. Contudo, quando a pressão intradiscal se manteve próximo de 3 ATM (níveis fisiológicos), verificou-se um aumento na síntese de proteoglicanos e redução nas proteinases.

Desta forma, as cargas mecânicas aplicadas sobre os discos intervertebrais parecem modular a síntese e degradação dos elementos da matriz extracelular dos discos intervertebrais, no qual uma carga “ótima” pode preservar a integridade funcional dos discos. Em contrapartida, cargas mecânicas de excessiva magnitude ou quase-ausência desta (ex: imobilização), podem ocasionar modificações degenerativas na atividade celular nos discos intervertebrais, sendo caracterizado inicialmente por uma redução da quantidade dos proteoglicanos nos indivíduos idosos. Uma redução na quantidade dos proteoglicanos nos discos intervertebrais mais velhos (BUCKWALTER et al, 1993; COX, 2002) pode ocasionar uma diminuição no estado de hidratação da matriz do núcleo pulposo (ADAMS; HUTTON, 1983a). Borenstein, Wiesel e Boden (1995) relataram que em um recém-nascido os discos intervertebrais apresentam 88% de fluido em seu núcleo pulposo, enquanto que nos indivíduos de 77 anos este valor reduz para 70%. Em adição, verifica-se um aumento na quantidade de colágeno nos discos intervertebrais dos indivíduos idosos (SETHUR et al, 1990; ANTONIOU et al, 1996). Tais modificações na matriz intracelular dos discos observadas nos idosos podem acarretar uma transferência de cargas mecânicas do núcleo pulposo para o ânulo fibroso posterior (ADAMS; DOLAN, 1995) e redução na pressão intradiscal (SATO; KIKUCHI; YONEZAWA, 1999).

Alguns estudos sugerem que estas alterações degenerativas microscópicas na matriz dos discos intervertebrais dos idosos precedem as modificações degenerativas macroscópicas (HUTTON et al, 2000; BENOIST, 2003). Com a progressão do processo de envelhecimento e degeneração perde-se a distinção entre o núcleo pulposo e o ânulo fibroso (ADAMS; DOLAN; HUTTON, 1986), verifica-se uma maior ocorrência de fissura radial no ânulo fibroso e degeneração do núcleo pulposo (OSTI et al, 1992). Watkins (2001) verificou um aumento na incidência de rupturas totais no ânulo fibroso com o aumento da idade. Yasuma et al (1990) constataram que os indivíduos idosos apresentaram um desarranjo nas fibras do ânulo fibroso e atrofia e fibrose do núcleo pulposo. Grange et al (2001) e Rannou et al (2001) demonstraram que nos discos intervertebrais degenerados ou herniados, algumas células inflamatórias bem como macrófagos invadem os discos e produzem citocinas e proteases, podendo aumentar a severidade da degeneração discal. Tais modificações degenerativas do processo de envelhecimento associadas com cargas mecânicas podem ocasionar vários problemas na coluna vertebral tais como protusão ou prolapso discal (WATKINS, 2001). A FIGURA 9 ilustra um disco intervertebral não degenerado e um disco com severo estado de degeneração.

FIGURA 9 – EFEITO DO ENVELHECIMENTO E DEGENERAÇÃO SOBRE A MORFOLOGIA DO DISCO INTERVERTEBRAL



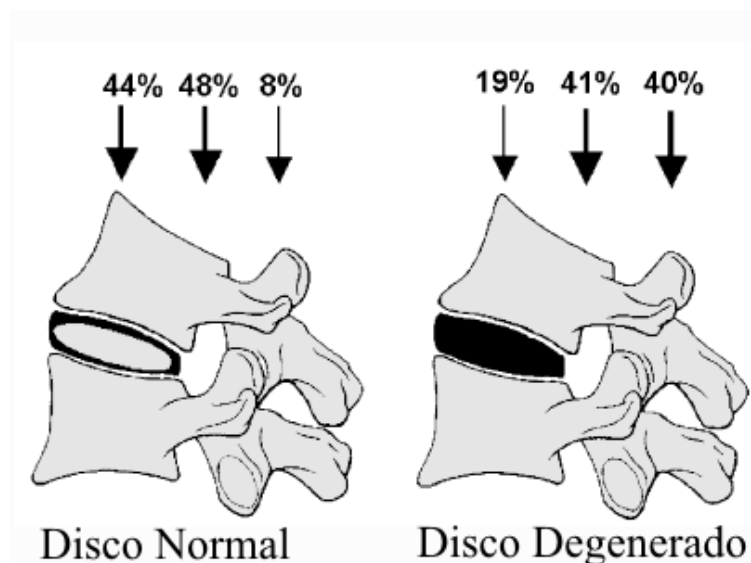
A: disco intervertebral normal; B: disco intervertebral degenerado; NP: núcleo pulposo; AF: ânulo fibroso.

FONTE: modificado de Gower e Pedrine (1969).

Uma das consequências mais severas do processo de envelhecimento e degeneração refere-se à diminuição do espaço intervertebral, o qual pode ser resultado da redução da altura dos discos intervertebrais (HAYASHI et al, 1987; WATKINS, 2001) e aumento da concavidade dos corpos vertebrais (devido processo de perda óssea) (SHAO et al, 2002). Alguns estudos têm reportado que alterações degenerativas sobre os discos intervertebrais como uma redução da altura dos discos intervertebrais provocou um aumento nas forças em outras estruturas da coluna vertebral (arco vertebral) que não são próprias para a sustentação e transmissão de cargas. Dunlop et al (1984) demonstraram que pequenas reduções na altura dos discos intervertebrais (1 mm) representam um aumento no pico de estresse sobre as facetas articulares de  $18,5\text{kg/cm}^2$  (35,7%). Resultado semelhante foi observado por Pollintine et al (2004b) os quais verificaram que em discos não-degenerados o arco vertebral suporta 8% das cargas compressivas, contudo em discos degenerados a carga suportada pelo arco vertebral aumenta para 40% (ver FIGURA 10). Em estudo realizado por Adams et al (1994) foi verificado que pequenas cargas mecânicas aplicadas sobre as facetas articulares em posturas lordóticas (500 N) são suficientes para ocasionar lesões facetárias. Paajanen et al (1989) demonstraram que tais anormalidades nas facetas articulares podem desencadear instabilidade da coluna lombar. Manchikanti et al (2001) reportaram que problemas nas facetas articulares são responsáveis por 52% das dores lombares crônicas nos idosos. Esta sobrecarga mecânica sobre o arco vertebral, também pode favorecer o desenvolvimento de osteoporose na porção anterior do corpo vertebral (POLLINTINE et al, 2004a) ocasionando fraturas dos corpos vertebrais (HONGO et al, 1999).



FIGURA 10 – DISTRIBUIÇÃO DO ESTRESSE COMPRESSIVO SOBRE OS DISCOS INTERVERTEBRAIS NORMAIS E DEGENERADOS

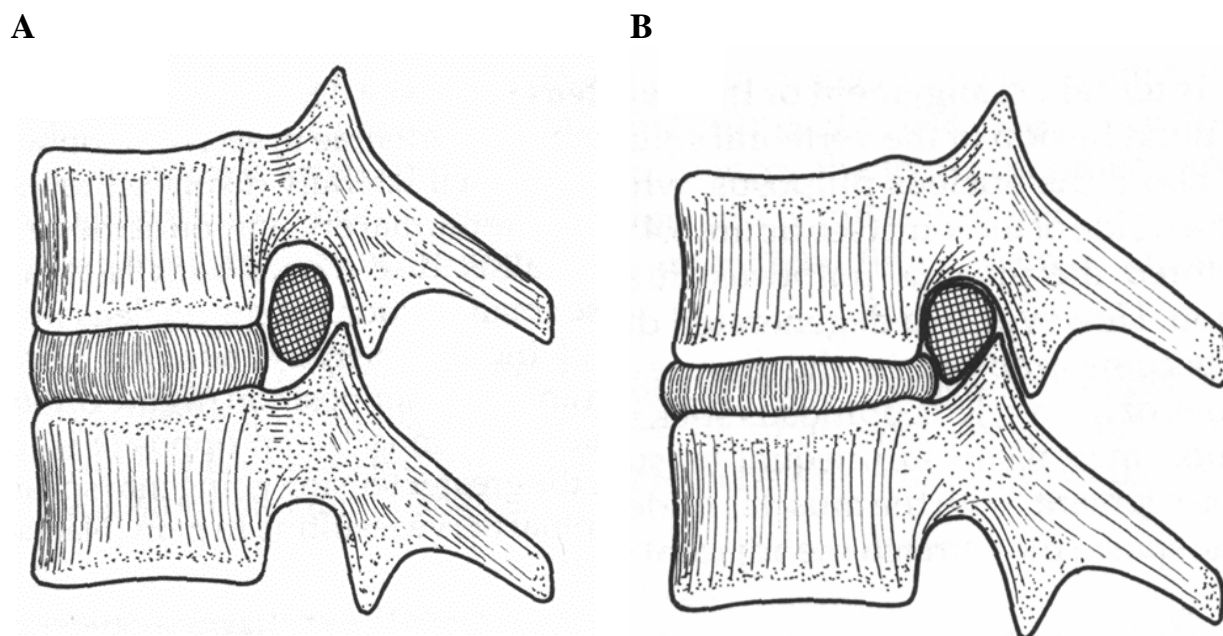


FONTE: modificado de Pollintine et al (2004b).

A ocorrência de osteófitos, osteoartrite, espondilólise, espondilolistese e nódulo de *Schmorl* são outras modificações degenerativas avançadas podendo estar associadas com a redução da altura dos discos intervertebrais nos idosos (PRESCHER, 1998; TANAKA et al, 2001; WATKINS, 2001). Tais alterações degenerativas nas vértebras adjacentes aos discos intervertebrais podem ocasionar uma redução no diâmetro antero-posterior do canal vertebral (HAYASHI et al, 1987) e canal intervertebral (RANNOU et al, 2001) podendo comprimir a medula espinhal e nervos periféricos (FIGURA 11).

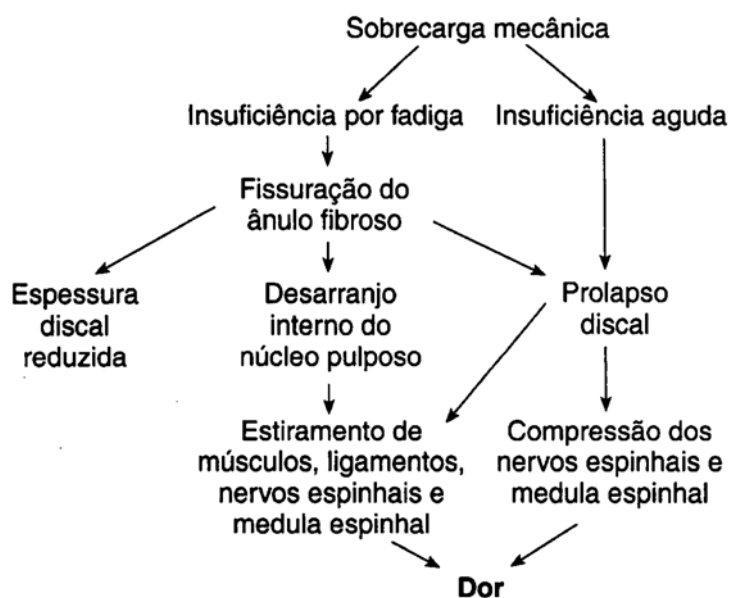
As FIGURAS 12 e 13 esquematizam de forma resumida, as alterações do envelhecimento e degeneração sobre a morfologia e funcionalidade da coluna vertebral.

**FIGURA 11 – REDUÇÃO DO ESPAÇO INTERVERTEBRAL, RESULTANDO EM COMPRESSÃO NOS NERVOS PERIFÉRICOS E SOBRECARGA SOBRE AS FACETAS ARTICULARES**



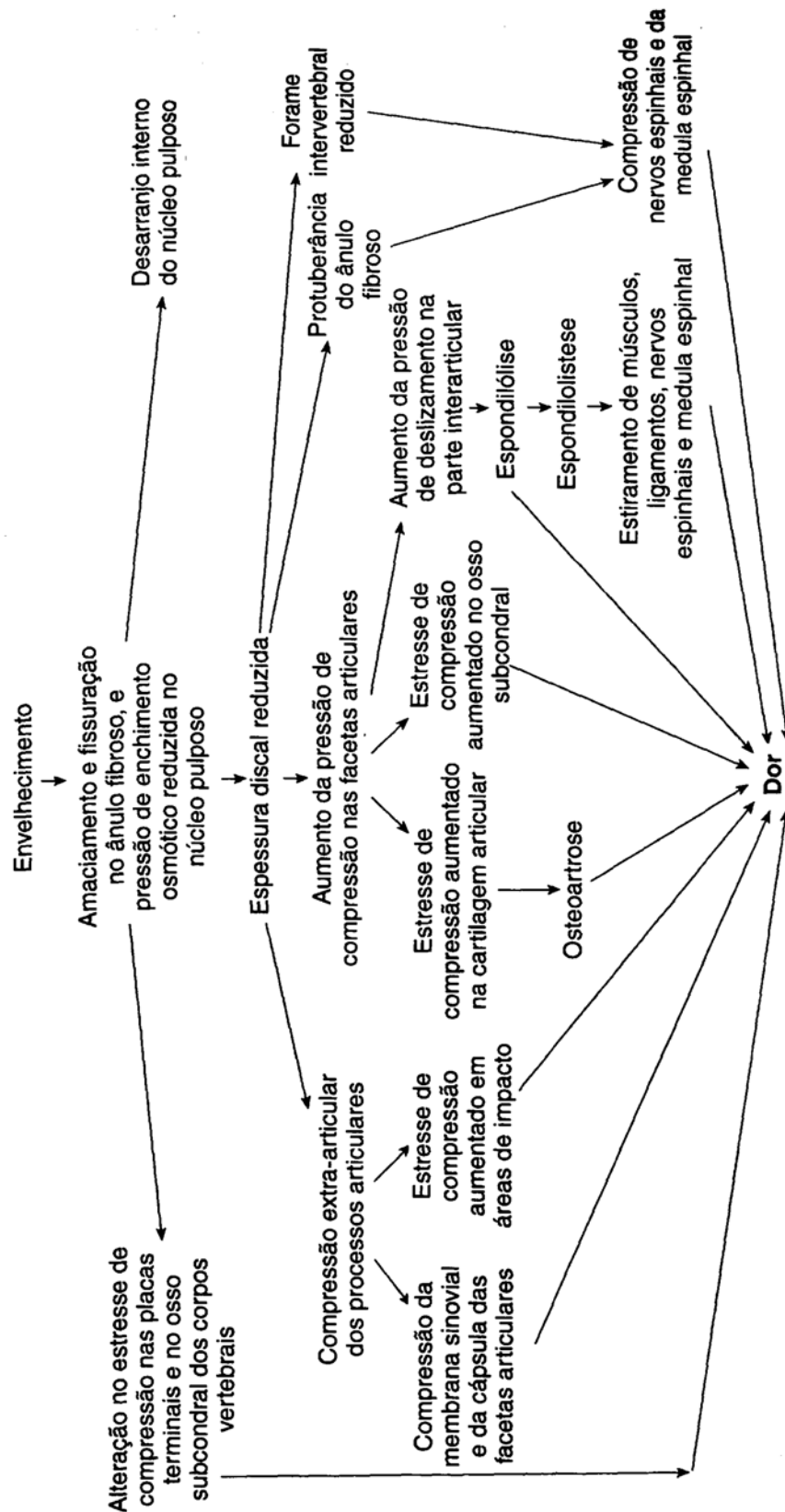
A: Disco intervertebral com altura normal; B: disco intervertebral com altura reduzida excessivamente.  
Fonte: modificado de Watkins (2001).

**FIGURA 12 – EFEITOS DA SOBRECARGA MECÂNICA SOBRE A UNIDADE FUNCIONAL DA COLUNA VERTEBRAL**



FONTE: modificado de Watkins (2001).

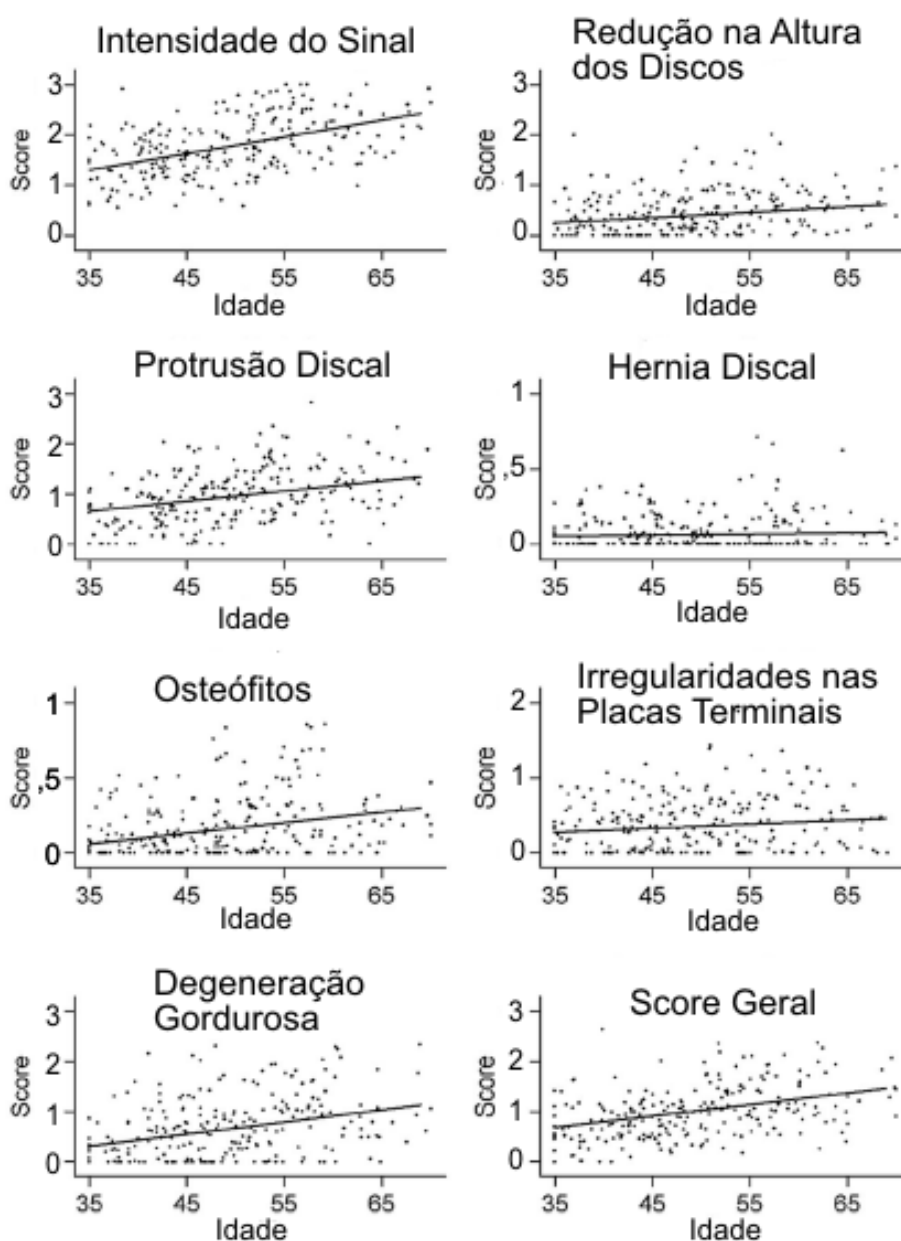
FIGURA 13 – EFEITOS DO ENVELHECIMENTO E DEGENERAÇÃO SOBRE A UNIDADE FUNCIONAL DA COLUNA VERTEBRAL



FONTE: modificado de Watkins (2001).

A FIGURA 14 demonstra a predominância de alterações degenerativas sobre os discos intervertebrais em diferentes faixas etárias, verificadas por meio de ressonância magnética.

FIGURA 14 – RELAÇÃO ENTRE ENVELHECIMENTO E DEGENERAÇÃO DISCAL VERIFICADA ATRAVÉS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA



NOTA: as linhas representam uma tendência linear (ajustada pelo método dos mínimos quadrados).  
FONTE: Modificado de Videman et al (1995).

#### 4.3.2.2. Nutrição e vascularização e processo de envelhecimento e degeneração

O processo de envelhecimento e degeneração também tem sido caracterizado por uma diminuição de nutrientes para os discos intervertebrais (ex: glicose e oxigênio). Durante o período neonatal alguns vasos sanguíneos penetram as placas terminais, e provavelmente suprem os discos (CAILLIET, 1979). Contudo, com o aumento da idade o disco torna-se gradativamente avascularizado (MOORE; DALLEY, 1999). Em estudo *in vitro* foram verificados indicativos de que o ânulo fibroso é vascularizado até os 20 anos de idade e a placa terminal até os 7 anos, contudo o núcleo pulposo não apresentou suporte vascular em nenhuma idade estudada (RUDERT; TILLMANN, 1993). Na idade adulta, a nutrição dos discos intervertebrais ocorre exclusivamente pelo processo de difusão (KATZ et al, 1986), na qual a troca de fluidos dos discos ocorre através das placas terminais para os vasos sanguíneos existentes nos corpos vertebrais adjacentes durante o ciclo de carga/descarga sobre a coluna vertebral (WATKINS, 2001; FERGUSON; ITO; NOLTE, 2004). Com o envelhecimento, verifica-se uma redução da quantidade de água e substâncias hidrofílicas nos discos intervertebrais, calcificação e diminuição da permeabilidade das placas terminais, as quais podem prejudicar o processo de nutrição discal (BENOIST, 2003). Reduções nas concentrações de oxigênio e glicose e um aumento de ácido láctico intradiscal têm sido observados em discos degenerados (BIBBY et al, 2001). Quando os discos apresentam uma baixa concentração de oxigênio (< 5%) pode ocorrer um decréscimo na síntese de proteoglicanos e acarretar um estresse oxidativo (BIBBY et al, 2001). Tais alterações degenerativas na matriz dos discos têm sido relacionadas com uma maior concentração de colágeno tipo X nos discos mais velhos e degenerados (BOSS et al, 1997; NERLICH; SCHLEICHER; BOOS, 1997) e pode ocasionar alterações sobre as propriedades mecânicas das fibras de colágeno dos discos (BENOIST, 2003). Nos discos mais velhos e degenerados também se constatou que fatores angeogênicos ocasionam uma migração de vasos sanguíneos para o interior do ânulo fibroso (KAUPPILA, 1995). Tal entrada de vasos sanguíneos tem sido associada com um aumento na produção de enzimas catabólicas, agravando o estado de degeneração dos discos intervertebrais (RANNOU et al, 2001;

BENOIST, 2003). Em trabalho realizado por Jayson (1997) foi verificado que alterações no padrão de nutrição e vascularização dos discos intervertebrais estão relacionadas com a evolução das lombalgias agudas para crônicas.

#### 4.3.2.3. Fatores genéticos e processo de envelhecimento e degeneração

Alguns estudos têm reportado um importante componente genético no desenvolvimento e severidade da degeneração dos discos intervertebrais (ADAMS; DOLAN, 2005). Cox (2002) sugere que a herança genética pode contribuir de 50 a 60% das alterações degenerativas dos discos. Battié et al (1995) verificaram por meio de ressonância magnética de colunas lombares de 40 gêmeos homozigotos do sexo masculino, uma contribuição significativa da herança genética no desenvolvimento de alterações degenerativas dos discos. Adams et al (1996b) sugerem que uma predisposição familiar a alterações degenerativas dos discos pode coexistir com outros fatores de risco, tais como sobrecargas mecânicas. Em estudo de revisão, Battié, Videman e Parent (2004) atribuíram à hereditariedade como um fator determinante no processo de degeneração discal, podendo explicar até 74% da variância na população adulta. Desta forma, sugere-se que o início e agravamento do processo de degeneração dos discos intervertebrais estejam interligados com uma pré-disposição genética dos indivíduos.

#### 4.3.2.4. Alterações no padrão de inervação nos discos intervertebrais com o envelhecimento

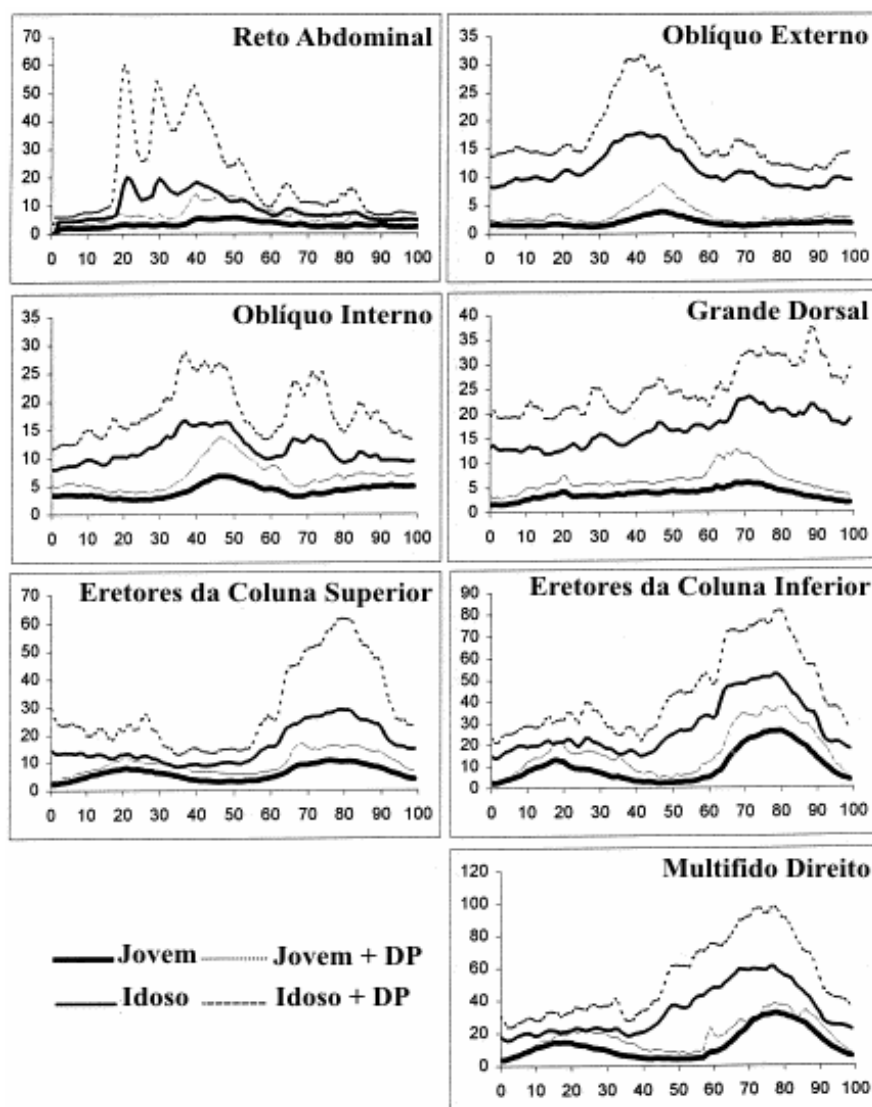
Os processos de envelhecimento também podem ocasionar importantes alterações no padrão de inervação discal. Um disco intervertebral normal é desprovido de fibras nervosas devido as grandes forças mecânicas na qual a coluna vertebral está constantemente submetida (McCATHY et al, 1991). Todavia, Freemont et al (1997) e Bibby et al (2001) reportaram a presença de células nervosas nociceptivas no ânulo fibroso e núcleo pulposo em discos degenerados. Tais estudos podem justificar os achados de Kuslich, Ulstrom e Michael (1991) que verificaram *in vivo*, utilizando

técnica de anestesia progressiva durante procedimentos cirúrgicos, que o ânulo fibroso é uma fonte principal e direta de dores lombares crônicas.

#### 4.3.2.5. Efeito do envelhecimento sobre o padrão da atividade eletromiográfica dos músculos posturais

O equilíbrio da coluna vertebral na postura ortostática e durante a realização de movimentos é fornecido, em partes, pela organização morfológica e motora dos músculos “antigravitacionais” (WATKINS, 2001). Através da ação e contra-inclinação destes músculos antigravitacionais e seus antagonistas, a coluna vertebral obtém um equilíbrio postural (estático e dinâmico) com uma menor atividade muscular e conseqüentemente um menor estresse sobre a coluna vertebral. Contudo, o processo de envelhecimento pode causar alterações degenerativas no sistema sensorial e no controle neuro-muscular, dificultando a obtenção da postura e equilíbrio (LAUGHTON et al, 2003). Alguns estudos têm relatado que os indivíduos idosos quando comparados a sujeitos mais jovens necessitam de uma maior solicitação dos músculos antigravitacionais para a manutenção da postura e equilíbrio. Laughton et al (2003) demonstraram que os indivíduos idosos apresentaram uma maior ativação e co-ativação muscular que os adultos jovens para obter um equilíbrio na postura ortostática. Em consonância, McGill, Yingling e Peach (1999) reportaram que os indivíduos idosos necessitam de uma maior ativação da musculatura postural durante a realização de movimentos de flexão, rotação e inclinação. A FIGURA 15 apresenta a atividade eletromiográfica de alguns músculos posturais em idosos e adultos jovens durante os movimentos de flexão de tronco observados por McGill, Yingling e Peach (1999).

FIGURA 15 – ATIVIDADE ELETROMIOGRAFICA DOS MÚSCULOS POSTURAIS EM IDOSOS E ADULTOS JOVENS DURANTE OS MOVIMENTOS DE FLEXÃO DE TRONCO



FONTE: modificado de McGill, Yingling e Peach (1999).

#### 4.3.3. Influência do Envelhecimento e Degeneração sobre as Propriedades Mecânicas dos Discos Intervertebrais

Apesar das alterações morfológicas do processo de envelhecimento e degeneração sobre os discos intervertebrais estarem razoavelmente esclarecidos, muito pouco é conhecido a respeito das conseqüências funcionais sobre as propriedades mecânicas dos discos. Como previamente comentado, a capacidade da coluna vertebral em atenuar e distribuir os diferentes tipos de estresses mecânicos depende das



propriedades mecânicas dos discos intervertebrais (DOLAN; ADAMS, 2001). Sob compressão, os discos intervertebrais normais se deformam radialmente (deformação elástica) e o fluido contido no núcleo pulposo e ânulo fibroso são expelidos (deformação viscosa) reduzindo a altura dos discos (RICHES et al, 2002). Quando as cargas são removidas ou minimizadas, ocorre um retorno elástico do ânulo fibroso e as propriedades hidrofílicas dos discos intervertebrais atraem o fluido expelido para dentro deste, resultando em uma recuperação da altura dos discos (RODACKI et al, 2003). Contudo, as severas alterações funcionais e estruturais observadas nos discos intervertebrais decorrentes do processo de envelhecimento e degeneração, podem ocasionar modificações nas propriedades mecânicas dos discos.

Alguns estudos *in vitro* procuraram verificar a influência do processo de envelhecimento e degeneração sobre as propriedades mecânicas dos discos intervertebrais. Kapandji (2000) relatou que os discos intervertebrais idosos e degenerados perdem mais altura durante a aplicação de cargas quando comparado com os discos normais. Esta maior perda da altura dos discos intervertebrais dos idosos e degenerados pode estar associado com o estudo de Lotz et al (2002) que verificaram que após ciclos de cargas intermitentes (0,4-0,8 MPa) os discos intervertebrais degenerados apresentaram uma menor capacidade do núcleo pulposo em resistir estresses, ocorrendo uma redução no módulo de elasticidade<sup>2</sup>. Desta forma, os discos intervertebrais idosos e degenerados podem apresentar uma menor rigidez, possivelmente pelo desarranjo e desorganização das fibras de colágeno no ânulo fibroso e diminuição na pressão intradiscal característicos do processo de envelhecimento. Os estudos acima citados sugerem que ao aplicar uma carga de mesma magnitude deve ocorrer uma maior perda na altura nos discos mais velhos quando comparado aos jovens.

Em contrapartida, Koeller et al (1986) e Keller, Spengler e Hansson (1987) demonstraram que a perda na altura dos discos intervertebrais durante a aplicação de cargas compressivas é inversamente relacionada com a idade. Esta menor perda da altura dos discos idosos pode ser explicada parcialmente pelo estudo de Adams e

---

<sup>2</sup> Módulo de elasticidade pode ser definido como a inclinação da curva *stress-strain* de um material e mede a rigidez deste.

Hutton (1983a) que observaram uma menor capacidade dos discos intervertebrais mais velhos em perder fluido durante a aplicação de cargas compressivas semelhante ao peso corporal dos espécimes. Neste estudo de Adams e Hutton (1983a) foi verificado que os discos intervertebrais do grupo com idade inferior a 35 anos apresentaram uma redução de 20,4% de fluido no ânulo fibroso anterior, 23,4% no ânulo posterior e 9,8% no núcleo pulposo, enquanto que no grupo com idade superior a 55 anos foi observada uma redução de fluido de 10,4% no ânulo fibroso anterior, 13,3% no ânulo posterior e 0,4% no núcleo pulposo. Esta menor capacidade de perder fluido dos discos mais velhos pode estar associada com o estudo de Adams et al (1996a), os quais verificaram que nos discos intervertebrais mais velhos e degenerados, ocorreu uma redução de 50% no diâmetro sagital do núcleo funcional (núcleo pulposo e ânulo fibroso interno) e um aumento de 80% no ânulo funcional (ânulo fibroso externo), sugerindo que os discos intervertebrais dos idosos diminuem sua capacidade de se deformarem como um fluido. Tal estudo está em consonância com Iatridis et al (1997), que ao submeterem os discos intervertebrais a forças de torção, observaram que o processo de envelhecimento ocasionou uma transição no comportamento do núcleo pulposo de “fluido” para “sólido”. Desta forma, tais estudos sugerem que nos discos intervertebrais idosos e degenerados ocorre uma diminuição na capacidade em se comportarem mecanicamente como um “fluido”. Este fenômeno pode estar relacionado com uma diminuição na quantidade de proteoglicanos, no estado de hidratação e na pressão osmótica de enchimento dos discos intervertebrais. Em consequência, o núcleo pulposo não consegue distribuir de forma eficiente às cargas verticais em horizontais, ocorrendo um acúmulo de estresse compressivo sobre outras estruturas dos discos intervertebrais (ex: ânulo fibroso posterior).

A propriedade mecânica dos discos intervertebrais recuperarem sua altura após término da aplicação das cargas também tem sido estudada *in vitro*. Kapandji (2000) relatou que os discos idosos e degenerados apresentam uma incapacidade de recuperar de forma eficiente a altura perdida após a aplicação das cargas. Adams et al (1994) verificaram que após duas horas de cargas compressivas sobre os discos intervertebrais, foi observado que os espécimes continuaram a perder altura dos discos, todavia em uma taxa menor. Desta forma, alguns estudos têm reportado uma

incapacidade dos discos intervertebrais em recuperar sua altura inicial, podendo ocasionar os problemas da redução da altura dos discos intervertebrais (já descritos no tópico anterior).

Uma outra propriedade mecânica importante se refere à histerese dos discos intervertebrais<sup>3</sup>. Virgin (1951) observou importantes variações na histerese em função da idade, sendo reportada uma maior histerese em discos intervertebrais de idosos quando comparados com discos de adultos de meia-idade.

Contudo, estudos *in vitro* podem apresentar problemas metodológicos (congelamento, temperatura ambiente, estado de hidratação, remoção de importantes componentes musculares, ligamentos e estruturas ósseas) que podem limitar a interpretação dos resultados (BASS et al, 1997).

Alguns estudos *in vivo*, utilizando pequenas variações de estatura como índice de estresse sobre a coluna vertebral (estadiometria), foram realizados para verificar as implicações do processo de envelhecimento sobre as propriedades mecânicas dos discos intervertebrais.

De Puky (1935) observou uma relação inversa entre redução de estatura e aumento da idade durante a variação circadiana, sendo verificado uma redução na estatura de aproximadamente 2,0% nas crianças, 1,0% nos adultos e 0,5% em idosos com mais de 70 anos. Resultados semelhantes foram relatados por Althoff et al (1992) os quais observaram que após a submissão de cargas compressivas de 30 kg sobre os ombros dos sujeitos durante 30 min, o grupo de adultos jovens (20-30 anos) apresentou uma redução de estatura de 3,2 mm, enquanto que o grupo dos adultos de meia-idade (30-40 anos) demonstrou uma perda de estatura de 1,8 mm. Kanlayanaphotporn et al (2001) verificaram que após a adição abrupta de cargas (15% do peso corporal) durante 10 min em adolescentes (n = 15) e adultos (n = 15), ocorreu uma perda de estatura 83,3% maior nos indivíduos adolescentes quando comparados com os adultos. Em consonância com estes estudos, Kanlayanaphotporn et al (2003) verificaram em 50 indivíduos do sexo masculino de 20 a 60 anos, que após 10 min de cargas de 15% do peso corporal, ocorreu uma redução na perda de estatura no grupo

---

<sup>3</sup> Histerese dos discos intervertebrais pode ser caracterizada como um fenômeno pelo qual é dada uma perda de energia quando um material é submetido a um ciclo de carga/descarga.

dos indivíduos com idade de 40 a 60 anos. Desta forma, os estudos citados reportaram uma redução na perda de estatura com o avanço da idade.

Contudo, outros estudos têm reportado resultados contrários. Michel e Helander (1994) (9 homens e 2 mulheres, idade de 23 a 47 anos) verificaram uma maior perda de estatura com o aumento da idade, quando os indivíduos permanecerem sentados durante 2 horas. Van Dieen et al (1994) observaram em uma amostra de 11 homens com idade de 20 a 43 anos uma maior perda na altura dos discos intervertebrais nos sujeitos mais velhos durante a realização de posturas cotidianas (1 hora na posição ortostática).

Em contrapartida, Magnusson, Almqvist e Lindstrom (1990) que estudaram em 15 mulheres (20 a 65 anos) não encontraram um efeito importante da idade sobre a variação da altura dos discos intervertebrais.

Desta forma, o efeito do processo de envelhecimento sobre o comportamento mecânico da coluna vertebral durante a aplicação de cargas dos discos intervertebrais não está bem estabelecido.

Uma outra importante propriedade mecânica dos discos intervertebrais, que também pode ser mensurada por meio de estadiometria, refere-se à capacidade dos discos recuperarem sua altura após as cargas serem retiradas ou minimizadas (RODACKI et al, 2003; HEALEY et al, 2005). Todavia, nenhum estudo *in vivo* foi encontrado em que se tenha observado a capacidade dos discos intervertebrais em recuperarem sua altura nos sujeitos idosos.

#### 4.4. CONCLUSÃO DA REVISÃO DE LITERATURA

Esta revisão de literatura verificou que o aumento da expectativa de vida tem ocasionado importantes alterações nas relações de trabalho, sendo verificado um número significativo e crescente de indivíduos idosos desempenhando funções laborais. A força de trabalho oferecida pela população idosa representa uma importante participação na economia brasileira. Contudo, o processo de envelhecimento está associado com alterações crônico-degenerativas no organismo, as quais podem

ocasionar doenças sobre a coluna vertebral e causar incapacidades para a qualidade de vida e desempenho profissional.

Os vários estudos revisados demonstraram que as alterações estruturais e funcionais nos discos intervertebrais podem estar associadas com o desenvolvimento e/ou agravamento de doenças na coluna vertebral. Todavia, os estudos *in vivo* que verificaram a influência do processo de envelhecimento e degeneração sobre as propriedades mecânicas dos discos intervertebrais são poucos e apresentam resultados contraditórios. A insuficiência de informações, aliada aos resultados divergentes dos estudos desenvolvidos *in vivo*, dificulta o estabelecimento de estratégias que possam fornecer subsídios para a compreensão da capacidade mecânica da coluna vertebral em função do envelhecimento nas novas relações de trabalho.

Desta forma, a realização do presente estudo pretende fornecer uma maior compreensão do comportamento mecânico dos discos intervertebrais em função do envelhecimento, que possam ser utilizadas no estabelecimento de estratégias ergonômicas de prevenção dos problemas na coluna vertebral, possibilitando aos indivíduos a manutenção de suas atividades profissionais e qualidade de vida.

## 5. MATERIAIS E MÉTODOS

### 5.1. PARTICIPANTES

Os participantes foram recrutados da comunidade local através de cartazes, *folders* e convite pessoal. Antes do início do estudo, os sujeitos foram informados dos procedimentos de avaliação necessários e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná: Banpesq/ THALES Nº 2002010705 e registro no CEP nº 001/02 (ver ANEXO, pág. 81).

A amostra foi constituída por 60 participantes do sexo masculino (saudáveis), os quais relataram, por meio de entrevista, não apresentar hábito de tabagismo, dores nas costas, desvios posturais, patologias na coluna vertebral ou no sistema cardiovascular conhecidas pelos participantes nos doze meses que precederam o estudo. Os participantes foram divididos em função de sua idade de forma a permitir a formação de três grupos experimentais: adultos jovens (18 - 29 anos,  $n = 25$ ); adultos de meia-idade (30 - 59 anos,  $n = 15$ ); e idosos (60 - 70 anos,  $n = 20$ ). Para efeitos do presente estudo, a classificação etária de cada grupo foi realizada independente de outras classificações. Em adição, a denominação do idoso e a terceira idade foram consideradas como sinônimos.

O grupo dos idosos recebeu uma avaliação clínica-médica, realizada por um médico cirurgião ortopedista. A TABELA 2 apresenta as características físicas dos participantes nos grupos etários.

O presente estudo analisou somente participantes do sexo masculino devido a variações hormonais particulares dos participantes do sexo feminino que poderiam comprometer os resultados do estudo (RODACKI et al, 2003). De mesma forma, sujeitos obesos não foram incluídos no estudo devido os efeitos das cargas crônicas que estes apresentam sobre a coluna vertebral (RODACKI et al, 2005).

TABELA 2 – CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DA AMOSTRA

Grupos Etários	Idade (anos)	Peso (kg)	Estatura (cm)	IMC (Kg/m <sup>2</sup> )
Adulto Jovem	21,9 ± 1,6	76,4 ± 10,2	177,7 ± 6,0	24,2 ± 2,5
Adulto Meia-Idade	41,4 ± 7,6	73,6 ± 11,1	175,3 ± 5,6	23,6 ± 2,9
Idoso	62,3 ± 3,2	74,9 ± 6,6	174,8 ± 6,7	24,6 ± 2,5

Os valores estão expressões em média ± desvio-padrão.

## 5.2. PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

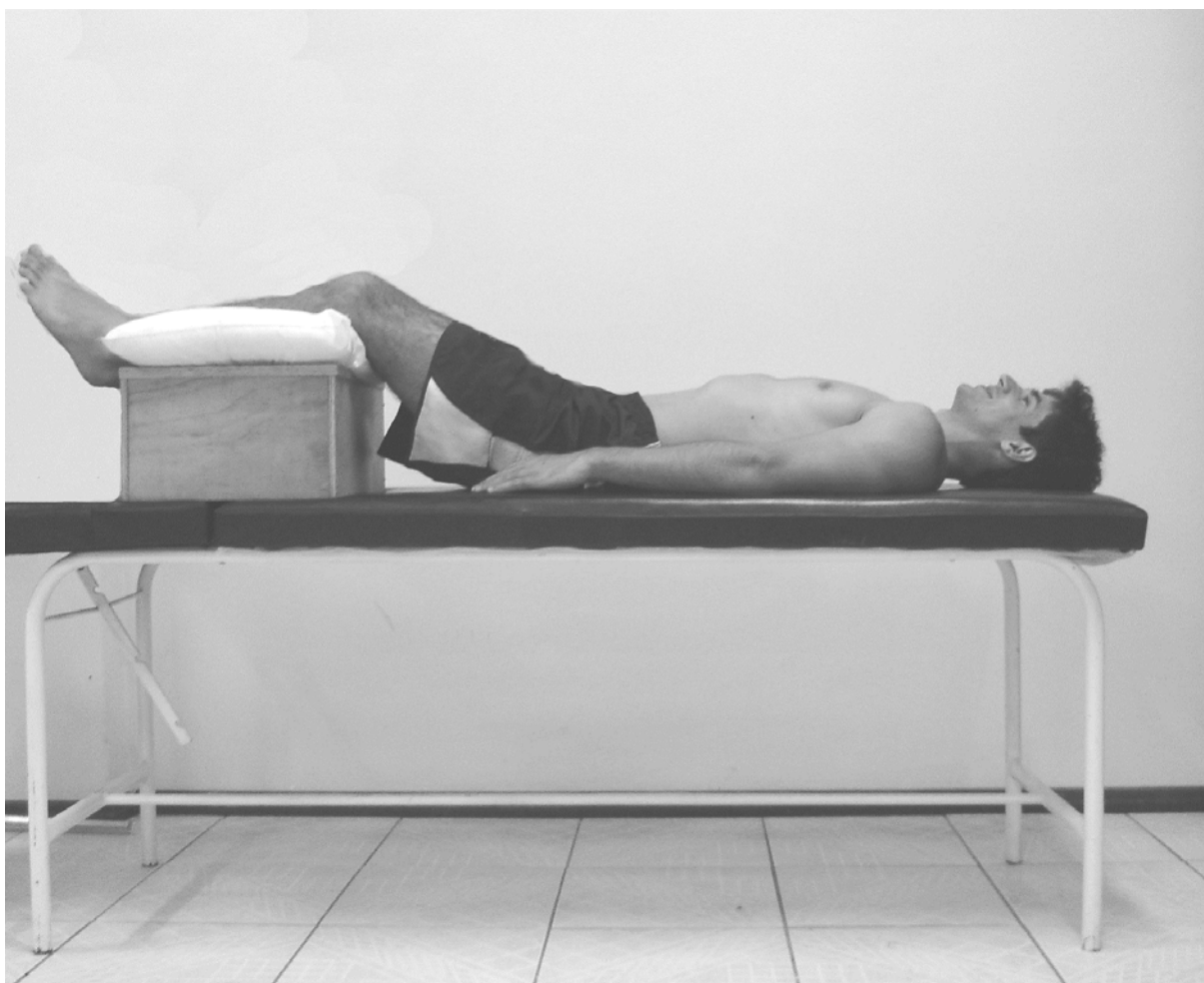
Os sujeitos participaram de duas sessões experimentais no Centro de Estudo do Comportamento Motor da Universidade Federal do Paraná (CECOM-UFPR). As sessões experimentais foram realizadas pelo período da manhã (8h - 12h) com a finalidade de reduzir os efeitos da variação circadiana da estatura (REILLY; TYRRELL; TROUP, 1984; TYRRELL; REILLY; TROUP, 1985; WILBY et al, 1987). Durante a realização de todos os procedimentos experimentais dos indivíduos idosos um médico permaneceu no laboratório (CECOM) para eventuais problemas. Nenhuma ocorrência médica foi registrada durante os experimentos e todos os sujeitos foram capazes de executar integralmente os procedimentos estabelecidos para o desenvolvimento do estudo.

Na primeira sessão, os sujeitos foram familiarizados e treinados no estadiômetro para que medidas confiáveis de variação de estatura pudessem ser obtidas. Os sujeitos foram considerados como treinados no equipamento (estadiômetro) quando 10 séries de medidas consecutivas foram realizadas e os indivíduos apresentaram desvio padrão inferior a 0,5 mm na variação de estatura (EKLUND; CORLETT, 1984; RODACKI et al, 2001, 2003; DEZAN et al, 2003).

Após a sessão de familiarização, os sujeitos participaram de uma segunda sessão experimental para a determinação das variações na estatura em função de uma tarefa física moderada. Esta sessão experimental foi precedida de um período de repouso na posição de Fowler de 30 min que visou reduzir o efeito de qualquer atividade física que possa ter sido efetuada previamente ao início da sessão (REILLY; TYRRELL; TROUP, 1984; VAN DIEEN; TOUSSAINT, 1993). Durante o período de

repouso, os sujeitos permaneceram em decúbito dorsal sobre uma maca, com as pernas elevadas e suportadas em um plano superior, de forma que os segmentos da coxa e perna e da coxa e o tronco fosse de aproximadamente 45°. Assim, a coluna lombar permaneceu retificada (dorso plano) sobre a superfície da maca. Esta posição de Fowler tem sido utilizada em vários experimentos, sendo considerado como uma postura efetiva para permitir que a coluna vertebral restabeleça seu comprimento (DEZAN et al, 2003; RODACKI et al, 2003). A FIGURA 16 demonstra a posição de repouso, denominada posição de Fowler.

FIGURA 16 – REPOUSO NA POSIÇÃO DE FOWLER



Após o período de repouso na posição de Fowler, os sujeitos permaneceram em pé durante 1 ½ min para minimizar os efeitos da deformação dos tecidos moles dos membros inferiores durante as medidas de estatura (FOREMAN; LINGE, 1989). Após



o período de repouso, a 1ª mensuração de estatura foi realizada, sendo utilizada como estatura basal. A descrição dos procedimentos utilizados para as tomadas de variação de estatura está detalhada na próxima seção.

Em seguida, os sujeitos efetuaram uma atividade física moderada durante 30 min. A atividade física moderada consistiu de uma caminhada, na qual os sujeitos transportaram uma carga equivalente à aproximadamente 10% do peso corporal, distribuída eqüitativamente em duas sacolas manuais. A escolha de uma sobrecarga manual visou simular uma atividade similar àquelas desempenhadas na vida cotidiana dos sujeitos, como por exemplo, o transporte de compras de supermercado. A carga transportada pelos indivíduos durante a realização da tarefa foi de  $7,6 \pm 1,0$  Kg no grupo dos adultos jovens,  $7,4 \pm 1,1$  Kg nos adultos de meia idade e  $7,5 \pm 0,7$  Kg no grupo dos idosos. As cargas transportadas pelos sujeitos foram semelhantes entre os grupos etários, não sendo encontradas diferenças significativas ( $p > 0,05$ ). Durante o transporte das cargas a velocidade da caminhada foi escolhida pelos próprios sujeitos. Não foi observada diferença na velocidade de caminhada entre os grupos etários ( $p > 0,05$ ), sendo foi verificada uma velocidade média de  $1,10 \pm 0,10$  m/s no grupo dos adultos jovens,  $1,06 \pm 0,10$  m/s nos adultos de meia-idade e  $1,05 \pm 0,11$  m/s nos idosos.

A tarefa física foi interrompida a cada 3 min para que as medidas de variação de estatura fossem tomadas, constituindo um conjunto de 10 medidas de perda de estatura ( $P_3, P_6, P_9, P_{12}, P_{15}, P_{18}, P_{21}, P_{24}, P_{27}$  e  $P_{30}$ ). Cada mensuração de estatura teve uma duração de 30-40s durante os quais os participantes permaneceram em repouso na posição ortostática (posicionados no equipamento). Durante todo o experimento os sujeitos tiveram a oportunidade de se hidratarem *ad libitum*.

Após o término desta tarefa física moderada, os sujeitos permaneceram em pé (sem as cargas manuais) durante 30 min, e livres para efetuarem pequenos deslocamentos no laboratório (evitando movimentos da coluna vertebral tais como flexão ou rotação). Durante este período os sujeitos tiveram a variação de estatura mensurada a cada 3 min, constituindo um conjunto de 10 medidas de recuperação de estatura ( $R_3, R_6, R_9, R_{12}, R_{15}, R_{18}, R_{21}, R_{24}, R_{27}$  e  $R_{30}$ ). Todos os procedimentos foram efetuados com uma temperatura ambiente.

### 5.2.1. Estadiômetro: Descrição do Equipamento e Protocolo de Medição

Um estadiômetro especial e respectivo protocolo descrito por Rodacki et al (2001) foram utilizados para mensurar as variações de estatura. O estadiômetro é um aparelho que permite verificar indiretamente variações na altura dos discos intervertebrais através de mensurações precisas da variação da estatura (EKLUND; CORLETT, 1984; ALTHOFF et al, 1992; RODACKI et al, 2001). O estadiômetro consiste em uma armação metálica rígida, inclinada posteriormente em um ângulo de 15° em relação a vertical. Os avaliados foram posicionados dentro deste aparelho na posição ortostática sobre uma plataforma plantar. Os sujeitos foram orientados a manter uma postura estabilizada e relaxada (com os membros superiores ao lado do corpo), e o peso corporal distribuído de forma similar entre os membros inferiores. Para um maior controle postural dos membros inferiores, os contornos dos pés foram demarcados sobre a plataforma plantar do estadiômetro.

Para prevenir ajustes posturais na coluna vertebral durante as medidas, algumas hastes foram encostadas perpendicularmente em relação à superfície da pele, sobre os seguintes pontos anatômicos: maior protuberância posterior da cabeça (occipital); maior profundidade da curvatura da lordose cervical (ao nível da vértebra C4); o ponto de maior proeminência da cifose torácica (ao nível da vértebra T7); o ponto médio da depressão da lordose lombar (ao nível de L4); o ápex das nádegas (aproximadamente na crista média do sacro). Estas hastes são acopladas a uma barra horizontal ajustável que pode ser modificada em função das variações físicas individuais dos sujeitos. Desta forma, o equipamento pode ser ajustado para que o perfil das curvas da coluna vertebral possa ser controlado, independentemente das características individuais dos sujeitos (postura).

O controle da posição da cabeça foi obtido por meio de um dispositivo composto por um óculos (sem lentes) e dois emissores de raios laser (classe 2, comprimento de onda 630-680 mm e saída máxima  $< 1$  mW) acoplados em suas laterais. O óculos foi fixado à cabeça dos participantes por meio de uma tira elástica que visa manter uma pressão relativamente constante e evitar pequenos deslocamentos que podem afetar as medidas. O peso deste equipamento é desprezível. O controle

horizontal e vertical da posição da cabeça foi efetuado pelo alinhamento da luz emitida por dois emissores laser sobre duas pequenas marcas de referência (diâmetro de 2,0 mm) ajustáveis posicionadas na superfície de um painel de projeção do estadiômetro, colocada a 500-700 mm acima da cabeça dos sujeitos. O sujeito pôde controlar visualmente a luz sobre as marcas do painel de projeção por meio de um espelho (200 x 150 mm) posicionado a frente dos sujeitos.

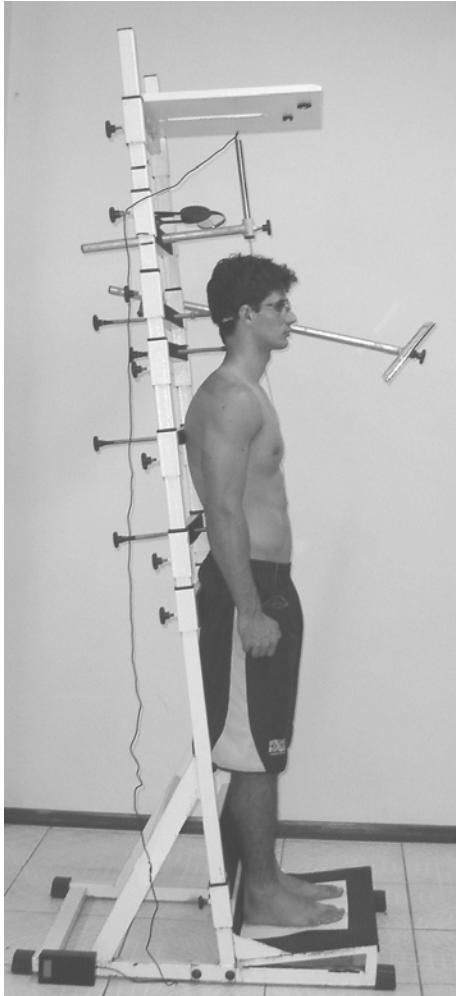
As variações de estatura foram determinadas por meio de um transdutor digital de variação linear de comprimento (TDVL) posicionado por gravidade sobre o centro da superfície da cabeça. Este equipamento possui uma resolução de 0,001 mm sobre uma amplitude de medição de 50 mm. O ponto de contato da haste do TDVL também foi demarcado sobre a superfície da cabeça para garantir maior reprodutibilidade e precisão nas medidas de variação de estatura.

As leituras das mensurações de variação de estatura no TDVL foram realizadas ao final de uma inspiração para minimizar possíveis variações do ciclo respiratório nas medidas de estatura. Cada mensuração de variação de estatura durou de 30-40s.

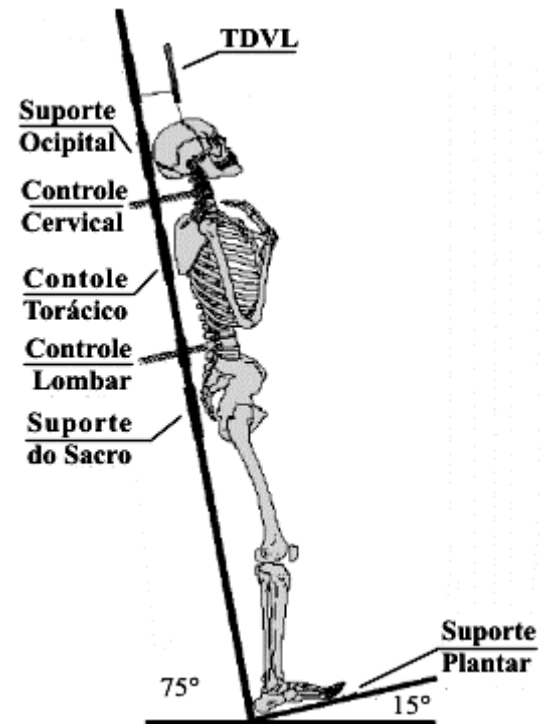
A Figura 17-A ilustra um participante no estadiômetro e a figura 17-B apresenta esquematicamente os controles posturais do equipamento.

FIGURA 17 – CONTROLE POSTURAL NO ESTADIÔMETRO DURANTE AS MEDIDAS DE VARIAÇÃO DE ESTATURA

A



B



TDVL: transdutor digital de variação linear de comprimento.  
 FONTE: A FIGURA 14B foi modificada de Rodacki et al (2001).

### 5.3. ANÁLISE DOS DADOS E TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Inicialmente os dados foram submetidos a uma análise descritiva padrão (média, desvio-padrão, porcentagem, variação máxima e mínima). O teste *Kolgomorov-Smirnov* foi aplicado e confirmou a normalidade dos dados. Para verificar a perda e recuperação absoluta de estatura, os resultados observados durante o experimento foram normalizados através de uma análise de regressão exponencial (método *Quasi-Newton*). A escolha de um modelo exponencial se deve ao fato de que vários estudos (REILLY; TYRRELL; TROUP, 1984; KAPANDJI, 2000; DEZAN et

al, 2003) descreveram que a perda e a recuperação de estatura ocorrem por funções exponenciais. A análise da perda e recuperação absoluta de estatura foi efetuada através de uma estratégia similar a de Rodacki et al (2003). A perda absoluta de estatura foi determinada pela subtração da estatura basal pela mensuração de estatura obtida após a execução da tarefa (Estatura Basal –  $P_{30}$ ). A recuperação absoluta de estatura foi determinada pela diferença da mensuração de estatura verificada imediatamente após a tarefa pela estatura observada 30 min após o término da tarefa ( $P_{30} - R_{30}$ ). As variações de estatura absolutas entre os grupos etários foram comparadas através de uma análise de variância (ANOVA) para grupos independentes com repetição em um dos fatores (variações de estatura). Para especificar onde ocorreram às diferenças na variação da estatura foi utilizado o teste de *Scheffé*. As variações de estatura absoluta e idade dos sujeitos foram correlacionadas por meio de uma correlação de *Pearson*.

Para determinar o efeito do processo de envelhecimento sobre as taxas de variação de estatura, uma estratégia semelhante à utilizada por Dezan et al (2003) e Rodacki et al (2005) foi aplicada. Este procedimento consiste na aplicação de uma regressão não-linear do tipo *Piecewise-Breakpoint*, que é um procedimento matemático baseado no método dos mínimos quadrados pelo qual estima-se um *Breakpoint* (ponto de deflexão) da curva exponencial. A estimação de um ponto de deflexão permite que a curva exponencial seja fracionada em dois segmentos de reta: um anterior ou igual ao *Breakpoint* e um outro posterior. Os coeficientes de inclinação dos segmentos de reta foram utilizados para representar as taxas de variação da estatura. O primeiro segmento de reta está associado a um componente predominantemente elástico ( $TX_1$ ), enquanto que o segundo segmento está associado a um componente predominantemente viscoso dos discos intervertebrais ( $TX_2$ ). As taxas de perda de estatura observadas durante a tarefa foram denominadas de  $PTX_1$  e  $PTX_2$ , enquanto que as taxas de recuperação de estatura foram denominadas  $RTX_1$  e  $RTX_2$ . As taxas de variação de estatura entre os grupos etários foram comparadas por meio ANOVAs para medidas repetidas, na qual os coeficientes dos respectivos segmentos de reta foram usados como variáveis independentes. Para determinar onde ocorreram às diferenças entre os coeficientes de inclinação das retas foi utilizado o teste *Scheffé*.

Os testes estatísticos foram realizados no *software Statistica*, versão 5.5. As variáveis foram testadas com um nível de significância de  $p < 0,05$ .

## 6. RESULTADOS

### 6.1. FAMILIARIZAÇÃO NOS PROCEDIMENTOS DE ESTADIOMETRIA

Ao final da sessão de familiarização foi observado um desvio padrão médio nas medidas de variação de estatura de  $0,35 \pm 0,08$  mm no grupo adultos jovens,  $0,45 \pm 0,04$  mm nos adultos de meia-idade e  $0,43 \pm 0,03$  mm nos idosos.

### 6.2. AJUSTE DAS REGRESSÕES NÃO LINEARES DO TIPO EXPONENCIAL E *PIECEWISE-BREAKPOINT*

A regressão não-linear exponencial utilizada sobre os dados observados de perda de estatura durante a tarefa física apresentou um  $R = 0,97 \pm 0,03$  e  $R^2 = 0,95 \pm 0,05$  no grupo dos adultos jovens,  $R = 0,95 \pm 0,03$  e  $R^2 = 0,89 \pm 0,06$  nos adultos de meia-idade e  $R = 0,97 \pm 0,02$  e  $R^2 = 0,93 \pm 0,05$  nos idosos. A regressão não-linear do tipo *Piecewise-Breakpoint* aplicada sobre os dados ajustados de perda de estatura obteve um ponto de deflexão da curva exponencial, no qual observou-se um valor médio entre os grupos de  $R = 0,99 \pm 0,01$  e  $R^2 = 0,98 \pm 0,01$ .

A regressão não-linear exponencial usada sobre os dados observados na recuperação de estatura após 30 min do término da tarefa física apresentou um  $R = 0,95 \pm 0,02$  e  $R^2 = 0,91 \pm 0,05$  no grupo dos adultos jovens,  $R = 0,89 \pm 0,11$  e  $R^2 = 0,80 \pm 0,19$  nos adultos de meia-idade e  $R = 0,96 \pm 0,03$  e  $R^2 = 0,93 \pm 0,06$  nos idosos. Uma regressão não-linear do tipo *Piecewise-Breakpoint* foi aplicada sobre os dados ajustados, as quais demonstraram um  $R$  de  $0,99 \pm 0,01$  e  $R^2 = 0,98 \pm 0,01$  e no grupo dos adultos jovens e idosos, e um  $R$  de  $0,98 \pm 0,03$  e  $R^2 = 0,97 \pm 0,05$  nos adultos de meia-idade.

### 6.3. PERDA DE ABSOLUTA ESTATURA

Após os sujeitos executarem a tarefa física foram verificadas diferentes perdas absolutas de estatura entre os grupos etários, sendo observado uma maior perda de

estatura no grupo dos adultos jovens, quando comparados aos demais grupos etários. A TABELA 3 apresenta os valores de perda de estatura absoluta nos grupos etários.

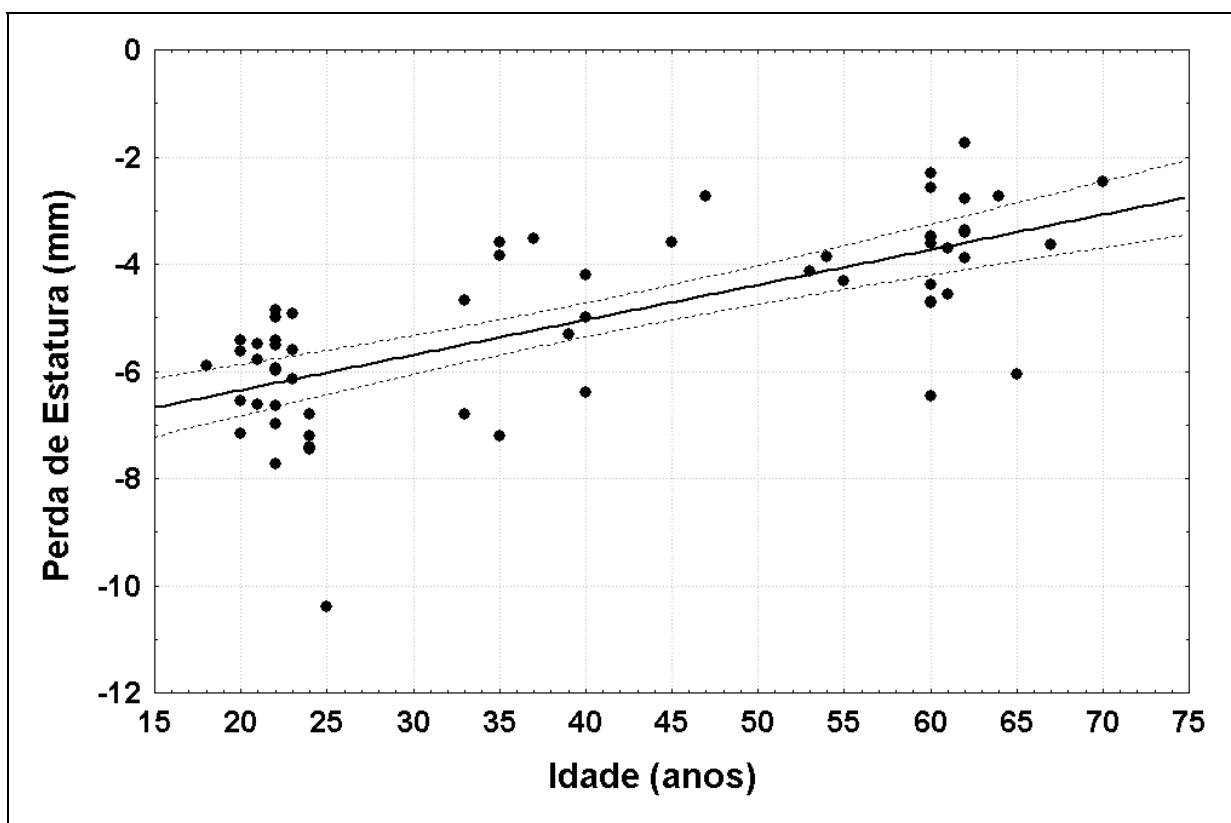
TABELA 3 – PERDA DE ESTATURA ABSOLUTA APÓS A TAREFA FÍSICA NOS DIFERENTES GRUPOS ETÁRIOS

Grupo Etário	Perda de Estatura (mm)		
	Média $\pm$ desvio-padrão	Valor máximo	Valor mínimo
Adultos jovens	-6,24 $\pm$ 1,19 <sup>A,B</sup>	-10,40	-4,86
Adultos de meia-idade	-4,61 $\pm$ 1,31	-7,21	-2,72
Idosos	-3,75 $\pm$ 1,20	-6,45	-1,73

A: Adultos jovens  $\neq$  Adultos de meia-idade ( $p < 0,05$ ); B: Adultos jovens  $\neq$  Idosos ( $p < 0,05$ ).

Foi observada uma correlação positiva entre perda absoluta de estatura e idade ( $r = 0,70$  e  $p < 0,05$ ), sendo observado uma redução na perda de estatura com o aumento da idade (GRÁFICO 1).

GRÁFICO 1 – PERDA ABSOLUTA DE ESTATURA EM FUNÇÃO DA IDADE



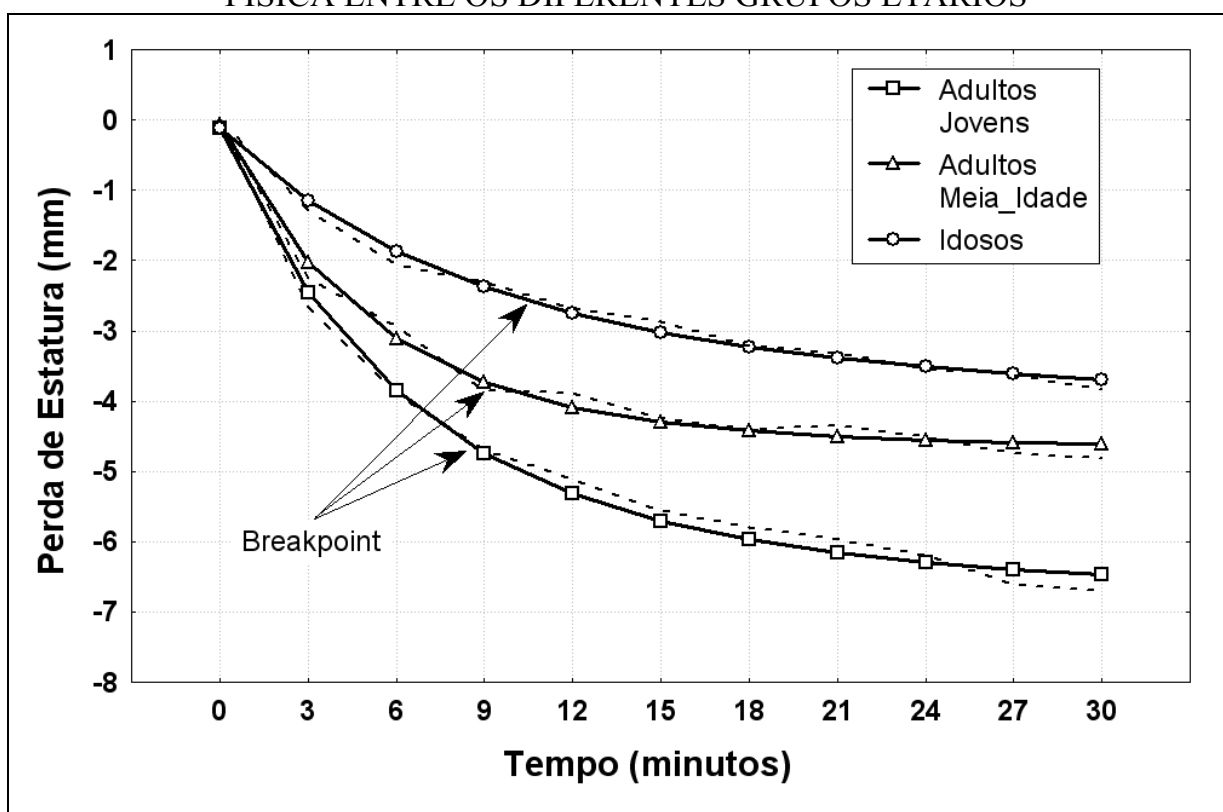
A linha mais espessa demonstra a tendência da correlação observada entre os dados de perda absoluta de estatura e idade. As linhas tracejadas representam um intervalo de confiança de 95%.



#### 6.4. PERFIL E TAXAS DE PERDA DE ESTATURA DURANTE A TAREFA

Foram verificados diferentes perfis de perda de estatura durante a tarefa entre os grupos etários. Todos os grupos etários apresentaram uma perda de estatura exponencial, com maior taxa de perda no início da atividade ( $PTX_1$ ). O *breakpoint* (ponto de deflexão) ocorreu aproximadamente aos 8,6 min do início da tarefa no grupo dos adultos jovens, aos 8,9 min nos adultos de meia idade e aos 11,1 min nos idosos. O GRÁFICO 2 apresenta os dados observados e normalizados de perda de estatura durante a tarefa entre os diferentes grupos etários, e respectivos *breakpoints*.

GRÁFICO 2 – PERFIL DAS PERDAS DE ESTATURA DURANTE A TAREFA FÍSICA ENTRE OS DIFERENTES GRUPOS ETÁRIOS



As linhas tracejadas demonstram os valores observados, enquanto as linhas mais espessas apresentam os dados normalizados exponencialmente. Em adição, os *breakpoints* (ponto de deflexão) os quais dividem as linhas exponenciais em dois segmentos ( $PTX_1$  e  $PTX_2$ ) foram marcados com as setas.

Ao comparar as taxas de perda de estatura anterior ou igual ao *breakpoint* ( $PTX_1$ ), foi observado que os indivíduos adultos jovens apresentaram uma maior  $PTX_1$ .

em comparação ao grupo dos idosos. O grupo dos adultos de meia idade apresentou uma  $PTX_1$  maior que os idosos ( $p < 0,05$ ). Não foram observadas diferenças entre os grupos de adultos jovens e adultos de meia-idade ( $p > 0,05$ ). A TABELA 4 apresenta os valores das taxas de perda de estatura.

TABELA 4 – TAXA DE PERDA ESTATURA ANTERIOR OU IGUAL AO *BREAKPOINT* ( $PTX_1$ ) NOS DIFERENTES GRUPOS ETÁRIOS

$PTX_1$			
Grupos Etários	Média $\pm$ desvio-padrão	Valor máximo	Valor mínimo
Adultos jovens	$-1,79 \pm 0,65^A$	-4,13	-0,77
Adultos de meia-idade	$-1,45 \pm 0,43^B$	-2,45	-0,84
Idosos	$-0,77 \pm 0,38$	-1,64	-0,37

A: Adultos jovens  $\neq$  Idosos ( $p < 0,05$ ); B: Adultos de meia-idade  $\neq$  Idosos ( $p < 0,05$ ).

Ao analisar as taxas de perda de estatura após o *breakpoint* ( $PTX_2$ ), foi verificado que o grupo adulto jovem apresentou uma maior  $PTX_2$  que o grupo dos adultos de meia-idade (TABELA 5).

TABELA 5 – TAXA DE PERDA ESTATURA APÓS *BREAKPOINT* ( $TXP_2$ ) NOS DIFERENTES GRUPOS ETÁRIOS

$PTX_2$			
Grupos Etários	Média $\pm$ desvio-padrão	Valor máximo	Valor mínimo
Adultos jovens	$-0,18 \pm 0,11^A$	-0,52	-0,03
Adultos de meia-idade	$-0,10 \pm 0,06$	-0,22	-0,03
Idosos	$-0,16 \pm 0,08$	-0,32	-0,04

A: Adultos jovens  $\neq$  Adultos de meia-idade ( $p < 0,05$ ).

## 6.5. RECUPERAÇÃO ABSOLUTA DE ESTATURA

Após 30 min que os participantes executaram a tarefa física moderada, foram observadas diferenças na recuperação absoluta de estatura em função da idade. O grupo dos adultos jovens recuperou  $3,40 \pm 1,26$  mm, enquanto que o grupo dos adultos

de meia idade a recuperação foi de  $1,10 \pm 1,70$  mm. O grupo dos idosos apresentou uma perda adicional de estatura de  $-1,78 \pm 0,83$  mm ( $p < 0,05$ ) em relação ao final da tarefa (TABELA 6).

TABELA 6 – RECUPERAÇÃO DE ESTATURA ABSOLUTA APÓS A TAREFA FÍSICA NOS DIFERENTES GRUPOS ETÁRIOS

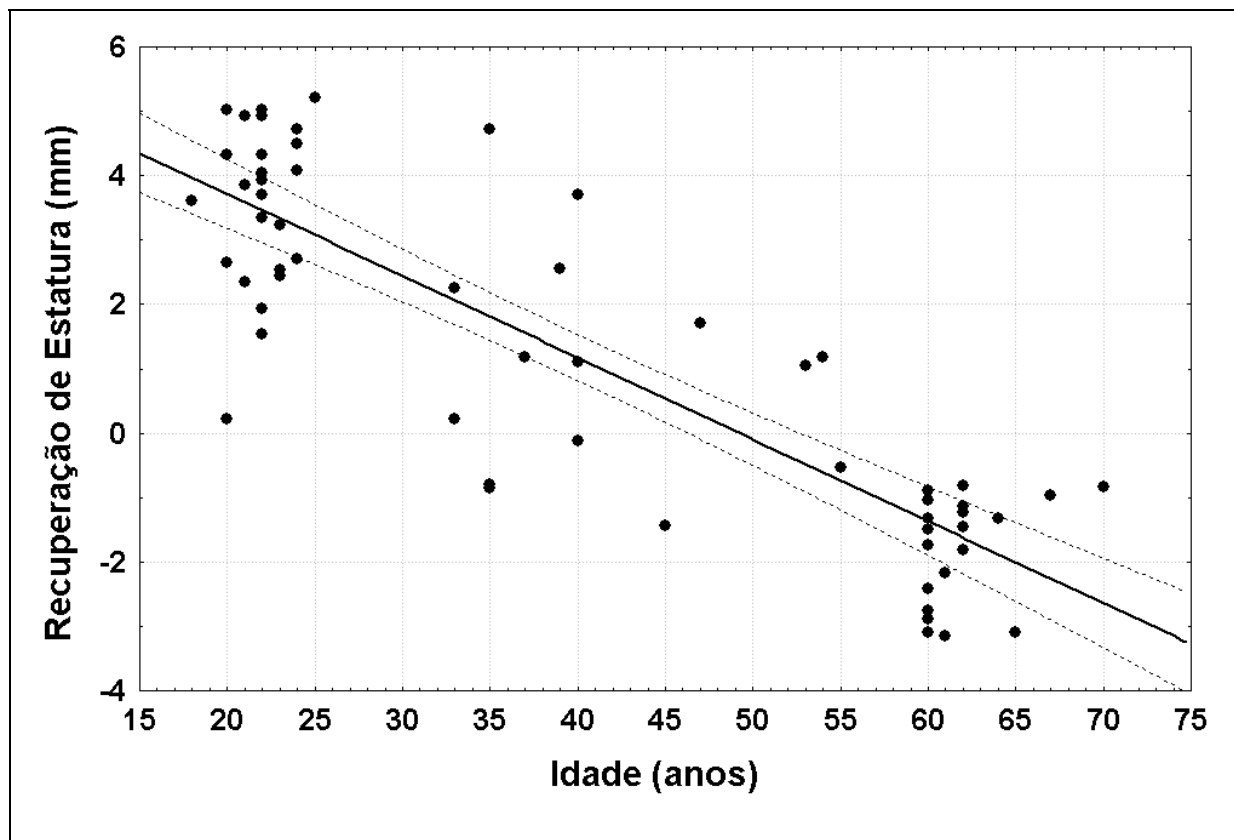
Recuperação de Estatura (mm)			
Grupos Etários	Média $\pm$ desvio-padrão	Valor máximo	Valor mínimo
Adultos jovens	$3,40 \pm 1,26^{A,B}$	5,22	0,21
Adultos de meia-idade	$1,10 \pm 1,70^C$	4,71	-1,43
Idosos	$-1,78 \pm 0,83$	-0,82	-3,14

A: Adultos jovens  $\neq$  Adultos de meia-idade ( $p < 0,05$ ); B: Adultos jovens  $\neq$  Idosos ( $p < 0,05$ ); C: Adultos de meia-idade  $\neq$  Idosos ( $p < 0,05$ ).

O grupo dos adultos jovens recuperou 56,20% da estatura perdida durante a tarefa física, o grupo dos adultos de meia-idade recuperou 23,04% da estatura perdida, enquanto que o grupo dos idosos apresentou uma perda adicional de -48,16% na estatura após o término da tarefa.

Com respeito à recuperação absoluta de estatura, ainda foi observada uma correlação negativa e significativa entre o aumento da idade e a recuperação absoluta de estatura ( $r = 0,86$  e  $p < 0,05$ ), demonstrando uma diminuição na recuperação de absoluta de estatura com o aumento da idade.

GRÁFICO 3 – DADOS DE DISPERSÃO DOS VALORES DE RECUPERAÇÃO ABSOLUTA DE ESTATURA EM FUNÇÃO DA IDADE

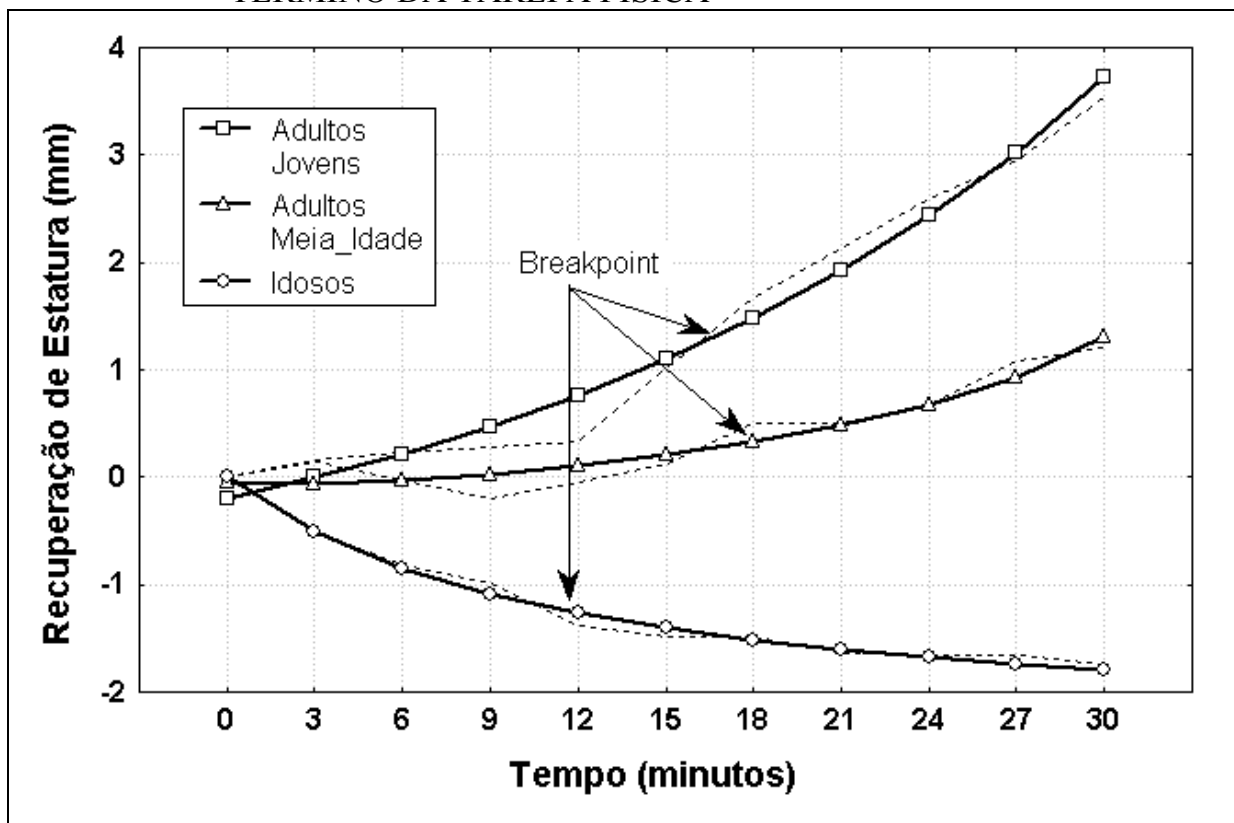


A linha mais espessa demonstra a tendência da correlação observada entre os dados de recuperação absoluta de estatura e idade. As linhas tracejadas representam um intervalo de confiança de 95%.

#### 6.6. PERFIL E TAXAS DE RECUPERAÇÃO DE ESTATURA APÓS A TAREFA

Após 30 min do término da tarefa física moderada, foi verificado que o grupo dos adultos jovens e adultos de meia-idade apresentaram uma recuperação de estatura com um perfil exponencial, sendo observada uma maior taxa de recuperação de estatura após o *breakpoint* (RTX<sub>2</sub>) ( $p < 0,05$ ). Contudo, o grupo idoso continuou a perder estatura durante os 30 min após o término da tarefa, com um perfil de perda de estatura semelhante ao verificado durante a realização da tarefa ( $p > 0,05$ ). O *breakpoint* ocorreu aproximadamente aos 16,8 min, 17,9 min e aos 11,5 min para os adultos jovens, adultos de meia-idade e idosos, respectivamente. O GRÁFICO 4 apresenta tais resultados.

GRÁFICO 4 – PERFIL DA RECUPERAÇÃO DE ESTATURA APÓS 30 MIN DO TÉRMINO DA TAREFA FÍSICA



As linhas tracejadas demonstram os valores observados, enquanto as linhas mais espessas apresentam os dados normalizados exponencialmente. Em adição, também estão ilustrados os *breakpoints* (ponto de deflexão) os quais dividem as linhas exponenciais em dois segmentos ( $RTX_1$  e  $RTX_2$ ).

As taxas de variação de estatura  $RTX_1$  revelaram que os indivíduos adultos jovens apresentam ganhos mais rápidos de estatura nos instantes iniciais do período de recuperação que sujeitos adultos de meia-idade e idosos ( $p < 0,05$ ). Os adultos de meia-idade apresentaram uma maior  $RTX_1$  que os idosos ( $p < 0,05$ ). Estes resultados estão demonstrados na TABELA 7.

TABELA 7 – TAXA DE RECUPERAÇÃO DE ESTATURA ANTERIOR OU IGUAL AO *BREAKPOINT* (RTX<sub>1</sub>) NOS DIFERENTES GRUPOS ETÁRIOS

Grupos Etários	RTX <sub>1</sub>		
	Média ± desvio-padrão	Valor máximo	Valor mínimo
Adultos jovens	0,26 ± 0,08 <sup>A,B</sup>	0,38	0,09
Adultos de meia-idade	0,02 ± 0,25 <sup>C</sup>	0,38	-0,54
Idosos	-0,39 ± 0,22	-0,17	-0,97

A: Adultos jovens ≠ Adultos de meia idade ( $p < 0,05$ ); B: Adultos jovens ≠ Idosos ( $p < 0,05$ ); C: Adultos de meia idade ≠ Idosos ( $p < 0,05$ ).

As taxas de recuperação de estatura após o *breakpoint* (RTX<sub>2</sub>), revelaram que os indivíduos adultos jovens apresentaram uma recuperação de estatura mais rápida que os adultos de meia-idade e idosos ( $p < 0,05$ ). Os adultos de meia-idade apresentaram uma recuperação da estatura em uma taxa maior do que aquela observada nos sujeitos idosos ( $p < 0,05$ ) (TABELA 8).

TABELA 8 – TAXA DE RECUPERAÇÃO DE ESTATURA POSTERIOR AO *BREAKPOINT* (RTX<sub>2</sub>) NOS DIFERENTES GRUPOS ETÁRIOS

Grupos Etários	RTX <sub>2</sub>		
	Média ± desvio-padrão	Valor máximo	Valor mínimo
Adultos jovens	0,57 ± 0,19 <sup>A,B</sup>	1,03	0,22
Adultos de meia-idade	0,27 ± 0,29 <sup>C</sup>	0,76	-0,15
Idosos	-0,09 ± 0,07	-0,25	-0,01

A: Adultos jovens ≠ Adultos de meia idade ( $p < 0,05$ ); B: Adultos jovens ≠ Idosos ( $p < 0,05$ ); C: Adultos de meia idade ≠ Idosos ( $p < 0,05$ ).

## 6.7. EQUAÇÕES DE PERDA E RECUPERAÇÃO DE ESTATURA

O QUADRO 1 apresenta as equações de predição de perda e recuperação absoluta de estatura expressa em função do tempo, nos diferentes grupos etários, verificadas durante e após a realização da tarefa física moderada.

**QUADRO 1 – EQUAÇÕES DE PREDIÇÃO DE PERDA E RECUPERAÇÃO  
ABSOLUTA DE ESTATURA EXPRESSAS EM FUNÇÃO DO  
TEMPO, NOS DIFERENTES GRUPOS ETÁRIOS**

**Adulto Jovem**

$$\text{Perda de Estatura (mm)} = -6,4983845 + \exp(1,8463695 + (-0,1432231) * \text{Tempo})$$

$$\text{Recuperação de Estatura (mm)} = -1,4146413 + \exp(0,2033848 + (0,0477462) * \text{Tempo})$$

**Adulto de Meia-Idade**

$$\text{Perda de Estatura (mm)} = -4,602625 + \exp(1,507376 + (-0,1839653) * \text{Tempo})$$

$$\text{Recuperação de Estatura (mm)} = -0,1758515 + \exp(-2,3238915 + (0,0904175) * \text{Tempo})$$

**Idosos**

$$\text{Perda de Estatura (mm)} = -3,83691 + \exp(1,304527 + (-0,10233) * \text{Tempo})$$

$$\text{Recuperação de Estatura (mm)} = -1,870573 + \exp(0,6201065 + (-0,0952132) * \text{Tempo})$$

NOTA: Estas equações de predição são específicas para a tarefa e postura de recuperação adotada durante os procedimentos experimentais.

## 7. DISCUSSÃO

### 7.1. FAMILIARIZAÇÃO E ERROS DE MEDIDAS NOS PROCEDIMENTOS DE ESTADIOMETRIA

O pequeno desvio-padrão observado em todos os grupos etários ao final da sessão de familiarização (desvio-padrão menor que 0,5 mm) confirmou a indicação de vários estudos que medições de estatura reprodutíveis podem ser obtidas após uma breve sessão de treinamento no estadiômetro (EKLUND; CORLETT, 1984; RODACKI et al, 2001). O desvio padrão observado nas medidas de estatura no período de familiarização pode ter sido ainda menor, visto que é difícil diferenciar os erros referentes aos procedimentos metodológicos da variação real de estatura que pode ter ocorrido em função da constante ação da gravidade sobre a coluna vertebral (30-40 min). Infelizmente, as variações reais de estatura são difíceis de quantificar.

Para o presente estudo, onde as perdas médias de estatura foram de  $-5,03 \pm 1,68$  mm foi estimado um erro médio de 8,15% (equivalente a 0,41mm) nas medidas de variação de estatura. Para minimizar tais erros de variação de estatura, uma análise de regressão exponencial foi aplicada sobre os dados observados, apresentando um adequado ajuste dos dados ( $R_{\text{médio}} = 0,95 \pm 0,05$ ). Os erros na mensuração de variação de estatura observados no presente estudo estão dentro dos limites verificados na literatura (BOOCOOCK et al, 1990; RODACKI et al, 2003).

### 7.2. PERDA ABSOLUTA DE ESTATURA

A tarefa realizada pelos participantes visou ocasionar um estresse sobre a coluna vertebral semelhante ao observado em atividades físicas cotidianas, tais como aqueles decorrentes do transporte de sacolas de supermercado. A tarefa física consistiu no transporte de 10% do peso corporal durante uma caminhada de 30 min em uma cadência natural de marcha. Como não foram verificadas diferenças na velocidade de caminhada e no peso da carga transportada entre os grupos etários, sugere-se que a tarefa tenha ocasionado um estresse na coluna vertebral similar entre os grupos etários.



Ao final da tarefa foi observada uma perda de estatura em todos os grupos etários. Esta perda de estatura pode ser explicada pelas propriedades mecânicas dos discos intervertebrais em resposta ao estresse compressivo ocasionado pela tarefa física (RODAKCI et al, 2003). Quando cargas compressivas são aplicadas sobre discos intervertebrais ocorre um aumento na pressão interna no núcleo pulposo (NACHEMSON; MORRIS, 1964; WILKE et al, 1999), transformando parcialmente as forças verticais em horizontais (KAPANDJI, 2000). Estas forças horizontais causam uma imediata e abrupta deformação radial dos anulos fibrosos (principalmente o anulo fibroso externo) (ADAMS; DOLAN, 1995). Em adição, ocorre uma saída gradual de fluido contido no interior do núcleo pulposo e no anulo fibroso (ADAMS; HUTTON, 1983a). Estes mecanismos resultam em uma redução na altura dos discos intervertebrais e conseqüentemente perda na estatura, a qual tem sido utilizada como índice de estresse sobre a coluna vertebral (DE PUKY, 1935; EKLUND; CORLETT, 1984; VAN DIEEN; TOUSSAINT, 1993; RODACKI et al, 2001).

Ao comparar a perda absoluta de estatura após a tarefa física, foi verificada uma maior perda no grupo dos adultos jovens quando comparado com o grupo dos adultos de meia-idade e idosos. A diminuição na capacidade dos discos intervertebrais em perder altura observada nos indivíduos mais velhos pode estar associada a alterações degenerativas sobre os discos intervertebrais que são características do processo de envelhecimento. A aplicação continuada de cargas compressivas sobre a coluna vertebral com o avanço da idade tem sido proposta como um dos principais mecanismos que geram pequenas lesões nas placas terminais dos discos intervertebrais (COX, 2002). Tais lesões acarretam uma maior sobrecarga sobre o anulo fibroso posterior e reduzem a pressão osmótica negativa do núcleo pulposo (ADAMS et al, 2000). Esta redução na pressão intradiscal influencia o metabolismo das células do disco intervertebral e inibe a síntese de substâncias hidrofílicas (tais como os proteoglicanos) (HANDA et al, 1997). Uma redução na quantidade dos proteoglicanos nos discos intervertebrais mais velhos pode ocasionar uma diminuição no estado de hidratação da matriz do núcleo pulposo (ADAMS; HUTTON, 1983a), que influenciam a capacidade dos discos intervertebrais em absorver e transmitir cargas. Por exemplo, Borenstein, Wiesel e Boden (1995) relataram que em um recém-nascido os discos

intervertebrais apresentam 88% de fluido em seu núcleo, enquanto que nos indivíduos de 77 anos este valor reduz para 70%. Esta redução de fluido intradiscal associada com uma diminuição da permeabilidade das placas terminais dos discos intervertebrais mais velhos pode ocasionar uma diminuição na capacidade destes em perder fluido durante a aplicação de cargas compressivas (BENOIST, 2003). Tais argumentos são reforçados pelo estudo *in vitro* de Adams e Hutton (1983a) que observaram uma menor capacidade dos discos intervertebrais mais velhos em perder de fluido durante a aplicação de cargas compressivas semelhante ao peso corporal dos espécimes. Desta forma, esta diminuição no estado de hidratação e redução da altura dos discos pode dificultar a saída de fluido do núcleo pulposo e ânulo fibroso durante a aplicação de estresses compressivos sobre a coluna vertebral, e conseqüentemente, uma menor perda na altura dos discos. Em adição, verifica-se um aumento na quantidade de colágeno (SETHER, 1990; ANTONIOU et al, 1996), uma maior ocorrência de fissuras radiais no ânulo fibroso (OSTI et, al 1992), desarranjo nas fibras do ânulo fibroso e fibrose do núcleo pulposo nos discos mais velhos (YASUMA et al, 1990). Estas alterações degenerativas nos discos podem causar uma diminuição na capacidade dos discos em se deformar de forma elástica e conseqüentemente em sua capacidade de suportar cargas.

Um outro fator que pode estar associado com está redução na capacidade dos discos intervertebrais dos sujeitos mais velhos em se deformarem pode estar relacionado com a redução na altura dos discos intervertebrais verificada em sujeitos mais velhos (HAYASHI et al, 1987; WATKINS, 2001). Quando um disco intervertebral perde sua altura ocorre uma transferência nas forças compressivas aplicadas sobre o núcleo pulposo para outras estruturas da coluna vertebral (arco vertebral) que não são próprias para a sustentação e transmissão de cargas (DUNLOP et al, 1984; POLLINTINE et al, 2004b). Desta forma, as forças compressivas resultantes sobre os discos intervertebrais dos idosos podem ser menores, porém a sobrecarga sobre outras estruturas (ex: facetas articulares) pode ser mais acentuada. A aplicação de cargas compressivas sobre tais estruturas pode reduzir a magnitude das perdas na altura experimentadas pelos discos intervertebrais.

A maior rigidez observada nos discos intervertebrais de sujeitos mais velhos pode prejudicar a capacidade dos discos em transmitir e dissipar os estresses compressivos ao longo da coluna vertebral, ocasionando um aumento na severidade do estado de degeneração discal e a ocorrência de outras complicações tais como prolapso discal e fraturas nas vértebras que resultam em dor (WATKINS, 2001). Estas suposições estão em consonância com Virgin (1951) e Iatridis et al (1997) que verificaram uma diminuição na capacidade dos discos intervertebrais em dissipar energia mecânica durante a aplicação de cargas em função do aumento da idade.

Ao analisar a dispersão dos dados de perda absoluta de estatura, pode ser observada uma diferença marcante entre os grupos dos adultos jovens e idosos, enquanto que o grupo dos adultos de meia-idade demonstrou maior dispersão dos dados (GRÁFICO 1). Tais resultados podem ser explicados pelo estudo de Gresham e Miller (1969) que reportaram, por meio de discografia pós-morte, que os sujeitos entre 14-34 anos apresentaram 90% dos discos intervertebrais normais, enquanto que sujeitos entre 35-45 anos apresentaram 25% dos discos normais e sujeitos acima de 60 anos, demonstraram 95% dos discos degenerados. Desta forma, apesar de não ter sido mensurado, acredita-se que o estado de degeneração dos discos intervertebrais tendeu a uma homogeneidade nos grupos adulto jovem e idoso (normal e degenerado, respectivamente), enquanto que no grupo dos adultos de meia-idade o estado de degeneração pode ter sido mais heterogêneo, num *continuum* entre os grupos de adultos jovens e idosos. Desta forma, inferências sobre o estado de degeneração do grupo de meia-idade devem ser efetuadas com cautela.

### 7.3. PERFIL E TAXAS DE PERDA DE ESTATURA DURANTE A TAREFA

Durante a realização da tarefa, todos os grupos etários apresentaram uma perda de estatura com um perfil exponencial decrescente, confirmando a indicação de vários estudos os quais relataram que os discos intervertebrais perdem altura de forma exponencial ao serem submetidos a forças compressivas (REILLY; TYRRELL; TROUP, 1984; KAPANDJI, 2000). Para que esta perda exponencial de estatura fosse dividida em duas taxas, uma análise não-linear do tipo *Piecewise* foi aplicada, e

especificou um *breakpoint* (ponto de deflexão) que dividiu as perdas de estatura em uma taxa de perda de estatura anterior ou igual ao *breakpoint* (PTX<sub>1</sub>) e uma taxa de perda de estatura posterior ao *breakpoint* (PTX<sub>2</sub>). A PTX<sub>1</sub> que ocorreu no início do ciclo de cargas tem sido relacionada com uma deformação predominantemente elástica dos discos intervertebrais, enquanto que a PTX<sub>2</sub> associa-se com uma deformação predominantemente viscosa dos discos.

Ao comparar a PTX<sub>1</sub> foi verificado que os grupos dos adultos jovens e adultos de meia-idade apresentaram um decréscimo de estatura mais acentuado em comparação ao grupo dos idosos. Esta menor PTX<sub>1</sub> observada no grupo dos idosos sugere uma diminuição na capacidade elástica dos discos intervertebrais mais velhos. A redução nas propriedades elásticas dos discos intervertebrais mais velhos pode estar relacionada com um aumento na quantidade de colágeno nos discos, ocorrência de fissuras radiais e desarranjo dos ânulos fibrosos e outras alterações degenerativas, as quais podem tornar os discos mais rígidos. A redução na capacidade elástica dos discos intervertebrais em responder a cargas compressivas observada nos sujeitos mais velhos pode aumentar o risco de lesões discais quando cargas abruptas forem aplicadas sobre a coluna vertebral (ex: durante um tropeço).

No presente estudo, ao analisar a PTX<sub>2</sub>, foi verificado que os adultos de meia-idade apresentaram uma menor taxa que o grupo dos adultos jovens. Desta forma, infere-se que os discos intervertebrais no grupo dos adultos de meia-idade apresentam uma diminuição em sua capacidade viscosa. A redução na capacidade viscosa dos discos no grupo dos adultos de meia-idade pode estar relacionada com uma perda no estado de hidratação da matriz dos discos intervertebrais, diminuição da pressão intradiscal, menor permeabilidade e calcificação das placas terminais, os quais podem dificultar um efluxo de fluido dos discos intervertebrais, que pode levar a uma menor deformação viscosa dos discos. Assim, a menor capacidade viscosa dos discos intervertebrais nos adultos de meia idade pode dificultar o processo de nutrição discal devido à incapacidade de eliminar substâncias catabólicas (ex: ácido láctico) do interior do disco intervertebral. Vários estudos têm demonstrado que alterações no padrão de nutrição dos discos podem acarretar uma série de complicações, tais como um decréscimo na síntese de proteoglicanos e migração de vasos sanguíneos para o

interior do ânulo fibroso (BIBBY et al, 2001). Jayson (1997), verificou que tais alterações no padrão de nutrição e vascularização dos discos podem estar relacionadas com a evolução das lombalgias agudas para crônicas. Estes argumentos podem explicar, em partes, a grande ocorrência de dores lombares crônicas observada nos adultos de meia-idade.

#### 7.4. RECUPERAÇÃO ABSOLUTA DE ESTATURA

O *design* experimental do presente estudo foi desenvolvido a fim de verificar e comparar a recuperação de estatura em um período de 30 min (na postura ortostática), após o término de uma tarefa física moderada, entre diferentes faixas etárias. Ao término do período de recuperação, verificou-se que adultos jovens e adultos de meia-idade apresentaram uma recuperação incompleta da estatura perdida durante a tarefa de 56,2% e 23,0%, respectivamente. Tais resultados são semelhantes aos observados por Tyrrell et al (1985), que também observaram uma recuperação de aproximadamente 58,0% da perda de estatura em adultos jovens, após 10 min na postura ortostática. A recuperação de estatura observada nos adultos jovens e de meia-idade pode ser explicada pelas características viscoelásticas dos discos intervertebrais. Quando as cargas manuais foram retiradas, a pressão mecânica sobre os discos pode ter diminuído e os tecidos deformados durante a tarefa pôde se aproximar (retornar) de seu estado inicial através da ação de seus componentes elásticos. Em adição, a pressão osmótica negativa dos discos intervertebrais também pode ter atraído o fluido expelido durante a realização da tarefa para o interior do núcleo pulposo e ânulo fibroso. Tais mecanismos (deformação elástica das estruturas e influxo de fluidos) ocasionam um aumento na altura dos discos intervertebrais com conseqüente recuperação na estatura. Ainda que tais mecanismos possam explicar a recuperação de estatura após a tarefa, a recuperação dos adultos jovens e de meia-idade pode não ter sido completa devido à contínua ação compressiva das forças gravitacionais. Provavelmente, os adultos jovens e de meia-idade teriam sua estatura restabelecida caso o tempo de recuperação fosse ampliado. As equações do presente estudo indicam que os adultos jovens e de meia-idade teriam possibilitado a restituição completa da estatura aos 39,0 min e 43,0 min,

respectivamente. Tal recuperação de estatura pode diferir de acordo com outras posturas ou estratégias assumidas durante o período de repouso (HEALEY et al, 2005). Os efeitos de diferentes posturas de recuperação em idosos não são conhecidos e outros estudos devem ser conduzidos para analisar se tais argumentos podem ser aplicados para indivíduos da terceira idade.

Ao comparar a perda absoluta de estatura entre os diferentes grupos etários, foi observado que o grupo dos adultos jovens apresentou uma maior recuperação absoluta de estatura que os outros grupos etários, enquanto que o grupo dos adultos de meia idade demonstrou uma maior recuperação que o grupo dos idosos. Desta forma, os resultados sugerem uma redução na capacidade dos discos intervertebrais em recuperar sua altura com o avanço da idade. Esta diminuição na capacidade dos discos recuperarem sua altura pode estar relacionada a uma redução na quantidade de substâncias hidrófilas dos discos (SETHET et al, 1990; BUCKWALTER et al, 1993), menor permeabilidade das placas terminais (BENOIST, 2003) e diminuição da pressão osmótica negativa de enchimento do núcleo pulposo (SATO et al, 1999; WATKINS, 2001). Tais fatores podem dificultar a entrada de fluidos para o interior dos discos e impedir sua completa hidratação e restituição de altura. Em adição, os discos intervertebrais de sujeitos mais velhos (idosos) se tornam mais rígidos, dificultando um retorno elástico dos tecidos dos discos deformados durante a tarefa. Desta forma, as alterações degenerativas na matriz dos discos intervertebrais podem explicar a diminuição na capacidade dos discos em recuperar sua altura nos grupos de sujeitos mais velhos (KANLAYANAPHOTPORN et al, 2001).

No presente estudo foi observado um resultado inesperado e difícil de ser explicado, referente à perda adicional de estatura verificada no grupo dos idosos após a remoção das cargas manuais. Um dos possíveis mecanismos relacionados com esta perda adicional de estatura pode estar associado com uma maior solicitação da musculatura postural dos idosos durante o período de recuperação. Tais argumentos são reforçados pelos estudos de McGill, Yingling e Peach (1999) e Laughton et al (2003), os quais relataram que os indivíduos idosos necessitam de uma maior solicitação da musculatura tônica da coluna vertebral para a manutenção da postura e equilíbrio quando comparados a sujeitos mais jovens. Desta forma, o maior estresse da

musculatura postural associado com uma contínua ação força gravitacional sobre os discos dos idosos (provavelmente degenerados) podem ter ocasionado uma pressão mecânica maior que a pressão osmótica negativa do núcleo pulposo, causando uma perda adicional na altura dos discos intervertebrais. Contudo, estudos que incluam variáveis eletromiográficas e ressonância magnética são necessários para confirmar tais proposições. Além disso, a redução na capacidade elástica dos discos intervertebrais característica de sujeitos idosos pode dificultar o retorno elástico dos tecidos deformados, prejudicando a recuperação da altura dos discos.

A diminuição ou incapacidade de recuperar a altura dos discos intervertebrais verificada nos sujeitos mais velhos pode ocasionar um número de problemas para a coluna vertebral. Alguns estudos reportaram que a redução da altura dos discos intervertebrais provoca um aumento nas forças aplicadas sobre outras estruturas da coluna vertebral (ex: facetas articulares) que não são próprias para a sustentação e transmissão de cargas. Dunlop et al (1984), demonstraram que pequenas reduções na altura dos discos intervertebrais (1 mm) representam um aumento no pico de estresse sobre as facetas articulares de aproximadamente  $18,5\text{kg/cm}^2$  (35,7%). Adams et al (1994), verificaram que pequenas cargas mecânicas aplicadas sobre as facetas articulares em posturas em que o ângulo da curvatura lombar é acentuado (500N) são suficientes para ocasionar lesões nas facetas articulares. Paaanen et al (1989), demonstraram que anormalidades nas facetas articulares podem desencadear instabilidade da coluna lombar. Tais achados são fortemente reforçados pelos achados epidemiológicos de Manchikanti et al (2001), que reportaram que problemas nas facetas articulares são responsáveis por 52% das dores lombares crônicas nos idosos. A alteração na distribuição do estresse sobre a unidade funcional da coluna vertebral também pode favorecer o desenvolvimento de osteoporose na porção anterior do corpo vertebral (POLLINTINE et al, 2004a) e ocasionar fraturas dos corpos vertebrais. A ocorrência de osteófitos, osteoartrite, espondilólise, espondilolistese e nódulos de *Schmorl* são outras modificações degenerativas avançadas que podem estar associadas com a redução da altura dos discos intervertebrais (PRESCHER, 1998). A redução do espaço intervertebral mediado pela diminuição na altura dos intervertebrais pode ocasionar um estreitamento do canal intervertebral (estenose), comprimindo os nervos

periféricos (WATKINS, 2001). Rodacki et al (2003), Fowler et al (2005) e Healey et al (2005) reforçam o conceito que as perdas de estatura constituem um aumento no risco do desenvolvimento de dores nas costas, e demonstram que a incapacidade de recuperar a estatura está intimamente associada ao aparecimento de dores nas costas.

Assim, a incapacidade dos discos intervertebrais de sujeitos mais velhos (principalmente no grupo idosos) em recuperar sua altura, requer a utilização de estratégias específicas para promover uma recuperação na altura dos discos após a realização de tarefas físicas. Tais estratégias propiciariam o restabelecimento das características funcionais dos discos intervertebrais com a conseqüente restituição das propriedades mecânicas que possibilitam a absorção/transmissão de forças. A restituição da capacidade funcional dos discos intervertebrais pode ser um importante meio para reduzir o risco de lesão. Outros estudos devem ser desenvolvidos para verificar quais estratégias devem ser utilizadas em contextos ergonômicos para facilitar a recuperação da altura dos discos intervertebrais a fim de reduzir o risco de problemas na coluna vertebral.

#### 7.5. PERFIL E TAXAS DE RECUPERAÇÃO DE ESTATURA APÓS A TAREFA

Durante os 30 min que seguiram o término da tarefa física moderada, os grupos dos adultos jovens e adultos de meia-idade apresentaram uma recuperação de estatura com um perfil exponencial crescente. Foi verificada uma pequena taxa de recuperação de estatura no início do período de recuperação ( $RTX_1$ ), sendo observado um aumento significativo na taxa após o *breakpoints* ( $RTX_2$ ), os quais ocorreram aos 16,8 min e 17,9 min no grupo dos adultos jovens e adultos de meia-idade, respectivamente. Contudo, estes resultados se opõem aos achados de Hirsch *apud* Kapandji (2000), que verificou *in vitro* uma recuperação imediata na altura dos discos intervertebrais, após o término da aplicação de cargas contínuas. Os resultados do presente estudo sugerem que após a realização de uma tarefa física moderada a recuperação na altura dos discos intervertebrais não ocorre de forma imediata, necessitando de um breve período de tempo para que uma importante recuperação ocorra. O principal argumento para explicar tais diferenças pode estar no fato que os



discos intervertebrais utilizados nos experimentos *in vitro* não estarem sujeito às mesmas condições ambientais e mecânicas que *in vivo* (ex: temperatura, estado de hidratação). Tais discrepâncias indicam que os achados de estudos *in vitro* devem ser vistos com cautela quando comparados aos resultados de estudos *in vivo*, pois certas forças que atuam sobre a coluna vertebral durante a realização de tarefas físicas (ex: pressão intra-abdominal) não estão presentes (KAPANDJI, 2000).

No grupo dos idosos, a taxa de perda de estatura durante o período de recuperação foi similar àquela observada durante o final da tarefa física proposta. Desta forma, mesmo quando as cargas manuais foram retiradas os indivíduos idosos continuaram a perder estatura. Contudo, aproximadamente aos 11,5 min esta taxa de perda de estatura tornou-se menor, com uma clara tendência de se estabilizar. Assim, um acúmulo de cargas mecânicas sobre a coluna vertebral sem um adequado intervalo de tempo entre os ciclos de carga/descarga, pode ocasionar uma insuficiência por fadiga dos discos intervertebrais, causando excessiva redução na altura dos discos que podem levar ao aparecimento de fissuras no ânulo fibroso e desarranjo do núcleo pulposo e desencadear processos dolorosos (WATKINS, 2001). Tais problemas para a coluna podem ser ainda mais severos em sujeitos mais velhos devido à necessidade de um maior de tempo para que se possa recuperar a altura dos discos intervertebrais.

Outros estudos devem ser desenvolvidos para verificar o período de tempo necessário para que a altura dos discos intervertebrais se restabeleça após a submissão de cargas em sujeitos idosos.

## 8. CONCLUSÃO

No presente estudo observou-se que os indivíduos mais velhos apresentaram uma menor perda absoluta de estatura e após a realização da tarefa quando comparados com adultos jovens, confirmando a hipótese 1. Tal alteração no comportamento mecânico da coluna vertebral foi atribuída a alterações degenerativas na matriz dos discos intervertebrais e modificações macroscópicas características do processo de envelhecimento tais como redução da quantidade de proteoglicanos e diminuição da altura dos discos intervertebrais.

Ao analisar as taxas de perda de estatura entre os diferentes grupos etários constatou-se que os indivíduos idosos apresentaram uma menor taxa de perda de estatura no início da tarefa. Em adição, foi verificado que os adultos de meia-idade apresentaram uma menor taxa após o *breakpoint* (ponto de deflexão) que os adultos jovens. Esta menor taxa de perda de estatura observada nos idosos foi relacionada com uma redução na capacidade elástica dos discos intervertebrais em se deformar sob estresse compressivo. A menor taxa de perda de estatura verificada no grupo dos adultos de meia-idade foi associada com uma redução na propriedade dos discos intervertebrais se comportarem como um fluido, ou seja, a capacidade mecânica dos discos intervertebrais em distribuir o estresse sobre a coluna vertebral de forma similar, com aumento uniforme da pressão intradiscal. Desta forma, a hipótese 2 foi aceita.

Ao comparar a recuperação absoluta de estatura foi verificado uma importante redução na capacidade dos discos intervertebrais recuperarem sua altura após o término da tarefa física moderada nos grupos mais velhos, aceitando-se a hipótese 3. Em associação, foi observado que o avanço da idade ocasionou importantes modificações sobre as taxas de recuperação de estatura, sendo constatado uma redução nas taxas nos grupos dos adultos de meia-idade e idosos, confirmando-se a hipótese 4.

Ao analisar a recuperação de estatura no grupo dos idosos, foi observado um resultado inesperado e difícil de ser explicado relacionado com uma perda adicional de estatura quando as cargas foram minimizadas. Apesar de não serem encontrados argumentos que expliquem totalmente os mecanismos que ocasionaram esta redução

na capacidade dos discos em recuperar sua altura, infere-se que as alterações nas características mecânicas dos discos intervertebrais (ex: maior rigidez discal) associadas com uma maior solicitação na musculatura postural nos sujeitos mais velhos, pode estar relacionado com a perda adicional de estatura observada no período de recuperação nos idosos.

Foi concluído que o processo de envelhecimento e degeneração pode ocasionar importantes alterações nas propriedades mecânicas dos discos intervertebrais, caracterizadas por uma maior rigidez dos discos intervertebrais durante a aplicação de cargas e uma incapacidade de recuperar a altura dos discos quando os estresses mecânicos são minimizados. Constatou-se que as alterações no comportamento mecânico da coluna vertebral foram mais severas no grupo dos indivíduos idosos.

## REFERÊNCIAS

- ADAMS, M. A.; DOLAN, P. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their clinical significance. **Clinical Biomechanics**, v. 10, n. 1, p. 3-19, 1995.
- ADAMS, M. A.; DOLAN, P. Spine biomechanics. **Journal of Biomechanics**, *in press*, 2005.
- ADAMS, M. A.; DOLAN, P.; HUTTON, W. C. The stages of disc degeneration as revealed by discograms. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 68, n. 1, p. 36-41, 1986.
- ADAMS, M. A.; FREEMAN, B. J.; MORRISON, H. P.; NELSON, I. W.; DOLAN, P. Mechanical initiation of intervertebral disc degeneration. **Spine**, v. 23, n. 13, p. 1625-1636, 2000.
- ADAMS, M. A.; HUTTON, W. C. The effect of posture on fluid content of lumbar intervertebral discs. **Spine**, v. 8, p. 665-671, 1983a.
- ADAMS, M. A.; HUTTON, W. C. The mechanical function of the lumbar apophyseal joints. **Spine**, v. 8, n. 3, p. 328, 1983b.
- ADAMS, M. A.; McMILLAN, D. W.; GREEN, T. P.; DOLAN, P. Sustained loading generates stress concentrations in lumbar intervertebral discs. **Spine**, v. 21, n. 4, 15, p. 434-438, 1996a.
- ADAMS, M. A.; McNALLY, D. S.; DOLAN, P. Stress distributions inside intervertebral disc: the effect of age and degeneration. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 78, n. 6, p. 965-972, 1996b.
- ADAMS, M. A.; McNALLY, D. S.; CHINN, H.; DOLAN, P. Posture and the compressive strength of the lumbar spine. **Clinical Biomechanics**, v. 9, p. 5-14, 1994.
- ALTHOFF, I.; BRINCKMANN, P.; FROBIN, W.; SANDOVER, J.; BURTON, K. An improved method of stature measurement for quantitative determination of spinal loading: application to sitting posture and whole body vibration. **Spine**, v. 17, n. 6, p. 682-693, 1992.
- ANDERSSON, H. I.; EJLERTSSON, C.; LEDEN, I.; ROSENBERG, C. Chronic pain in a geographically defined general population: studies of differences in age, gender, social class and pain localization. **The Clinical Journal of Pain**, v. 9, p. 174-178, 1993.
- ANTONIOU, J.; STEFFEN, T.; NELSON, F.; WINTERBOTTOM, N.; HOLLANDER, A. P.; POOLE, R. A.; AEBI, M.; ALINI, M. The human lumbar intervertebral disc: evidence for changes in the biosynthesis and denaturation of the

extracellular matrix growth, maturation, ageing, and degeneration. **The Journal of Clinical Investigation**, v. 98, n. 4, p. 996-1003, 1996.

BASS, E. C.; DUNCAN, N. A.; HARIHARAN, J. S.; DUSICK, J.; BUEFF, H.; LOTZ, J. Frozen storage affects the compressive creep behavior of the porcine intervertebral disc. **Spine**, v. 22, n. 15, p. 2867-2876, 1997.

BATTIÉ, M. C.; HAYNOR, D. R.; FISHER, L. D.; GILL, K.; GIBBONS, L. E.; VIDEMAN, T. Similarities in degenerative findings on magnetic resonance images of the lumbar spines of identical twins. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 77, n. 11, p.1662-1670, 1995.

BATTIÉ, M. C.; VIDEMAN, T.; PARENT, E. Lumbar disc degeneration epidemiology and genetic influences. **Spine**, v. 29, n. 23, p.2679-2690, 2004.

BENOIST, M. Natural history of the aging spine. **European Spine Journal**, v. 12, p. S86-S89, 2003.

BERGSTRÖM, G.; BJELLE, A.; SORENSEN, L. B. Prevalence of symptoms and signs of joint impairment at age 79. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 17, p.173-182, 1985.

BIBBY, S.; JONES D. A.; LEE, R. B.; JING, Y. U.; URBAN, J. The pathophysiology of the intervertebral disc. **Joint Bone Spine**, v. 68, p. 537-542, 2001.

BIERING-SORENSEN, F. A prospective study of low back pain in a general population: occurrence, recurrence and aetiology. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 15, p. 71-79, 1983.

BIERING-SORENSEN, F.; THOMSEN, C. Medical, social and occupational history as risk indicators for low-back trouble in a general population. **Spine**, v. 11, n. 7, p. 720-725, 1986.

BOOS, N.; NERLICH, A. G.; WIEST, I.; MARK, K.; AEBI, M. Immunolocalization of type X collagen in human lumbar intervertebral discs during ageing and degeneration. **Histochemistry and Cell Biology**, v. 108, p. 471-480, 1997.

BOOCOCK, M. G.; GARBUTT, G.; LINGE, K.; REILLY, T.; TROUP, J. D. Changes in stature following drop jumping and post-exercise gravity inversion. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 22, n. 3, p. 385-390, 1990.

BORENSTEIN, D. G.; WIESEL, S. W.; BODEN, S. D. **Low Back Pain: medical diagnosis and comprehensive management**. 2 ed. Philadelphia: WB Saunders, 1995.

BRESSLER, H. B.; KEYES, W. J.; ROCHON, P. A.; BADLEY, E. The prevalence of low back pain in the elderly: a systematic review of the literature. **Spine**, v. 24, n. 17, p.1813-1819, 1999.

BROBERG, K. Slow deformation of intervertebral discs. **Journal of Biomechanics**, v. 26, n. 45, p. 501-512, 1993.

BUCKWALTER, J. A.; WOO, S. L.; GOLDENBERG, V. M.; HADLEY, E. C.; BOOTH, F.; OEGEMA, T. R.; EYRE, D. R. Soft-tissue aging and musculoskeletal function. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 75, n. 10, p. 1533-1548, 1993.

CAILLIET, R. **Tecidos Moles: dor e incapacidade**. São Paulo: Manole, 1979.

CASSAR-PULLICINO, V. N. MRI of the ageing and herniating intervertebral disc. **European Journal of Radiology**, v. 27, p. 214-228, 1998.

COX, M.J. **Dor Lombar: mecanismo, diagnóstico e tratamento**. 6ª ed. Brasil: Manole, 2002.

DE PUKY, P. the physiological oscillation of the length of the body. **Acta Orthopedics Scandinavia**, v. 6, n. 4, p. 338-347, 1935.

DEYO, R. A.; CHERKIN, D.; CONRAD, D.; VOLINN, E. Cost, controversy, crisis, low back pain and the health of the public. **Annual Review of Public Health**, v. 12, p. 141-156, 1991.

DEZAN, V. H.; RODACKI, A. F.; RODACKI, C. N.; SANTOS, A. M.; OKAZAKI, V. A.; SARRAF, T. A. Comparação dos efeitos compressivos do disco intervertebral nas condições de levantamento de peso nas posições sentada e em pé. **Revista Brasileira de Biomecânica**, n. 7, p. 41-49, 2003.

DOLAN, P.; ADAMS, M. A. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significance for modeling. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 1, p. 8-16, 2001.

DUNLOP, R. B.; ADAMS, M. A.; HUTON, W. C. Disc space narrowing and the lumbar facet joints. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 66, n. 5, p. 706-710, 1984.

DYCHTOWALD, K. O mercado emergente dos “novos velhos”. **HSM Management**, n. 33, p. 47-57, 2002.

EKLUND, J. A.; CORLETT, N. E. Shrinkage as a measure of the effect of load on the spine. **Spine**, v. 9, n. 2, p. 189-194, 1984.

FERGUSON, S. J.; ITO, K.; NOLTE, L. P. Fluid flow and convective transport of solutes within the intervertebral disc. **Journal of Biomechanics**, v. 37, p. 213-221, 2004.

FERGUSON, S. J.; STEFFEN, T. Biomechanics of the aging spine. **European Spine Journal**, v. 12, n. 2, p.S97-S103, 2003.

FOREMAN, T.; LINGE, K. The importance of heel compression in the measurement of diurnal stature variation. **Applied Ergonomics**, v. 4, p. 299-300, 1989.

FREEMONT, A. J.; PEACOCK, T. E.; GOUPILLE, P.; HOYLAND, J. A.; O'BRIEN J.; JAYSON, M. Nerve ingrowth into diseased intervertebral disc in chronic low-back pain. **Lancet**, v. 350, p. 178–181, 1997.

GALANTE, J. Tensile properties of the human lumbar annulus fibrosus. **Acta Orthopedics Scandinavia**, n. 100, p.S1-S91, 1967.

GOWER, W. E.; PEDRINI, V. Age related variations in protein-polysaccharides from human nucleus pulposus, annulus fibrosus, and costal artililagen. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 51A, p.1154, 1969.

GRABINER, M. D. A coluna vertebral. In: RASCH, F. **Cinesiologia e Anatomia Aplicada**. Rio de Janeiro: Guanabara, 1991.

GRANGE, L.; GAUDIN, P.; TROCME, C.; PHELIP, X.; MOREL, F.; JUVIN, R. Intervertebral disk degeneration and herniation: the role of metalloproteinases and cytokines. **Joint Bone Spine**, v. 68, p. 547-553, 2001.

GRAY, H. **Anatomy of the Human Body**. United States of America: Lippincott Williams & Wilkins, 1985.

GRESHAM, J. L.; MILLER, R. Evaluation of the lumbar spine by discography. **Orthopedic Clinics of North American**, v. 67, p. 29,1969.

HANDA, T.; ISHIHARA, H.; OHSHIMA, H.; OSADA, R.; TSUJI, H.; OBATA, K. Effects of hydrostatic pressure on matrix synthesis and matrix metalloproteinase production in human lumbar intervertebral disc. **Spine**, v. 22, n. 10, p. 1085-1091, 1997.

HARTVIGSEN, J.; CHRISTENSEN, K.; FREDERIKSEN, H. Back and neck pain exhibit many common features in old age: a population-based study of 4,486 danishtwins 70 -102 years of age. **Spine**, v. 29, n. 5, p. 576-580, 2004.

HAYASHI, H.; OKADA, K.; HAMADA, M.; TADA, K.; UEN, R. Etiological factors of myelopathy: a radiographic evaluation of the aging chances in the cervical spine. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 214, p. 201-209, 1987.

HEALEY, E. L.; FOWLER, N. E.; BURDEN, A. M.; McEWAN, I. M. The influence of different unloading positions upon stature recovery and paraspinal muscle activity. **Clinical Biomechanics**, v. 20, p. 365-371, 2005.

HIRSCH *apud* KAPANDJI, A. **Fisiologia Articular: tronco e coluna vertebral**. São Paulo: Maloine, 2000.

HONGO, M.; ABE, E.; SHIMADA, Y.; MURAI, H.; ISHIKAWA, N.; SATO, K. Surface strain distribution on thoracic and lumbar vertebrae under axial compression: the role in burst fracture. **Spine**, v. 24, n. 12, p. 1197-1202, 1999.

HOPPENFELD, S. **Propedêutica Ortopédica: coluna e extremidades**. Ateneu: São Paulo, 1999.

HUTTON, W. C.; GANEY, T. M.; ELMER, W. A.; KOZLOWSKA, E.; UGBO, J. L.; DOH, E.; WHITESIDES, T. E. Does long-term compressive loading on the intervertebral disc cause degeneration? **Spine**, v. 25, n. 23, p. 2993-3004, 2000.

HUTTON, W. C.; TORIBATAKE, Y.; ELMER, W. A.; GANEY, T.; TOMITA, K.; WHITESIDES, T. E. The effect of compressive force to the intervertebral disc in vivo: a study of proteoglycans and collagen. **Spine**, v. 23, n. 23, p. 2524-2537, 1998.

IATRIDIS, J. C.; MENTE, P. L.; STOKES, I. A. F.; ARONSSON, D.; ALINI, M. Compression-induced changes in the intervertebral disc properties in a rat tail model. **Spine**, v. 24, n.10, p.996-1002, 1999.

IATRIDIS, J. C.; SETTON, L. A.; WEIDENBAUM, M.; MOW, V. C. Alterations in the mechanical behavior of the human lumbar nucleus pulposus with degeneration and aging. **Journal of Orthopaedics Research**, v. 15, n. 2, 1997.

IBGE- INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. **Perfil dos idosos responsáveis pelos domicílios no Brasil – 2000**. Brasil, 2005. Disponível em <<http://www.ibge.gov.br>> acesso em: 13 de junho de 2005.

JAYSON, M. I. V. Why does acute back pain become chronic? **Spine**, v.22, n.10, p.1053-1056, 1997.

KANLAYANAPHOTPORN, R.; LAM, L.; WILLIAMS, M.; TROTT, P.; FULTON. Adolescent versus adult responses to vertical spinal loading. **Ergonomics**, v. 44, n. 15, p. 1384-1391, 2001.

KANLAYANAPHOTPORN, R.; TROTT, P.; WILLIAMS, M.; FULTON, I. Effects of chronic low back pain, age and gender on vertical spinal creep. **Ergonomics**, v. 46, n. 6, p. 561-573, 2003.



KAPANDJI, A. **Fisiologia Articular: tronco e coluna vertebral**. São Paulo: Maloine, 2000.

KATZ, M. M.; HARGENS, A. R.; GARFIN, S. R. Intervertebral disc nutrition: diffusion versus convection. **Clinical Orthopaedics and Research**, v. 210, p. 243-245, 1986.

KAUPPILA, L. I. Ingrowth of blood vessels in disc degeneration. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 77, n. 1, p. 26-31, 1995.

KELLER, T.; SPENGLER, D.; HANSSON, T. Mechanical behaviour of the human lumbar spine: creep analysis during static compressive loading. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 5, p. 467-487, 1987.

KOELLER, W.; MUEHLHAUS, S.; MEIER, W.; HARTMANN, F. Biomechanical properties of human intervertebral discs subjected to axial dynamic compression: influence of age and degeneration. **Journal of Biomechanics**, v. 19, n. 10, p. 807-816, 1986.

KOPEC, J. A.; SAYRE, E. C.; ESDAILE, J. M. Predictors of back pain in a general population cohort. **Spine**, v. 29, n. 1, p. 70-78, 2004.

KUSLICH, S.; ULSTROM, C.; MICHAEL, C. The tissue origin of low back pain and sciatica: a report of pain response to tissue stimulation during operations on the lumbar spine using local anesthesia. **Orthopedic Clinics of North American**, v. 22, n. 2, p. 181-187, 1991.

LAUGHTON, C.; SLAVIN, M.; KATDARE, K.; NOLAN, L.; BEAN, J.; KERRIGAN, D.; PHILLIPS, E.; LIPSITZ, L.; COLLINS, J. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance with balance impairment. **Gait and Posture**, *in press*, 2003.

LEATT, P.; REILLY, T.; TROUP, G. D. Spinal loading during weight-training and running. **British Journal Sports Medicine**, v. 20, n. 3, p. 119-124, 1986.

LEIVSETH, G.; DRERUP, B. Spinal shrinkage during work in a sitting posture compared to work in a standing posture. **Clinical Biomechanics**, v. 12, n. 7-8, p. 409-418, 1997.

LOTZ, J. C.; HSIEH, A. H.; WALSH, A. L.; PALMER, E.; CHIN, J. R. Mechanobiology of the intervertebral disc. **Biochemical Society Transactions**, v. 30, n. 6, p. 853-858, 2002.

MAGNUSSON, M.; ALMQVIST, M.; LINDSTROM, I. Measuring of time dependent height loss during sitting. **Clinical Biomechanics**, v. 5, p. 137-142, 1990.

MANCHIKANTI, L.; VIDYASAGAR, P.; RIVERA, J. FELLOW, B. BEYER, C. DAMRON, K. Role of facets in chronic low back pain in elderly: a controlled comparative prevalence study. **Pain Practice**, v. 1, n. 4, p. 332-337, 2001.

McCATHY, P. W.; CARRUTHERS, B.; MARTIN, D.; PETTS, P. Immunohistochemical demonstration of sensory nerve fibres and endings in lumbar intervertebral disc of the rat. **Spine**, v. 16, n. 6, p. 653-659, 1991.

McGILL, S. M.; VAN WIJK, M. J.; AXLER, C. T.; GLETSU, M. Studies of spinal shrinkage to evaluate low back loading in the workplace. **Ergonomics**, v. 39, p. 92-102, 1996.

McGILL, S. M.; YINGLING, V. R.; PEACH, J. P. Three-dimensional kinematics and trunk muscle myoelectric activity in the elderly spine – a database compared to young people. **Clinical Biomechanics**, v. 14, p. 389-395, 1999.

MICHEL, D. P.; HELANDER, M. G. Effects of two types of chairs on stature change and comfort for individuals with healthy and herniated discs. **Ergonomics**, v. 37, p. 1231-1244, 1994.

MOORE, K.; DALLEY, A. **Clinical Oriented Anatomy**. United States of America: Lippincott Williams & Wilkins, 1999.

NACHEMSON, A. L. The lumbar spine, an orthopaedic challenge. **Spine**, v. 1, n. 1, p. 59-71, 1976.

NACHEMSON, A. L.; MORRIS, J. M. In vivo measurements of intradiscal pressure: discometria, a method for the determination of pressure in the lower lumbar discs. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 46, n. 5, p. 1077-1092, 1964.

NERLICH, A. G.; SCHLEICHER, E.; BOOS, N. Volvo award winner in basic science studies: immunohistologic markers for age-related changes of human lumbar intervertebral discs. **Spine**, v. 22, n. 24, p. 2781-2795, 1997.

NORCROSS, J.; LESTER, G.; WEINHOLD, P.; DAHNERS, L. An in vivo model of degenerative disc disease. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 21, p. 183-188, 2003.

NORDIN, M. F.; FRANKEL, V. H. **Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System**. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2001.

OSTI, O. L.; VERNON- ROBERTS, B.; MOORE, R.; FRASER, R. D. Annular tears and disc degeneration in the lumbar spine: a post-mortem study of 135 discs. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 74B, n. 5, p.678-682, 1992.

PAAJANEN, H.; ERKINTALO, M.; DAHISTROM, S.; KUUSELA, T.; SVEDSTROM, E.; KORMANO, M. Disc degeneration and lumbar instability. **Acta Orthopedics Scandinavia**, v. 60, n. 4, p. 375-378, 1989.

PICAVET, H.; SCHOUTEN, J. Musculoskeletal pain in the Netherlands: prevalences, consequences and risk group, the DMC<sub>3</sub>-study. **Pain**, v. 102, p. 167-178, 2003.

POLLINTINE, P.; DOLAN, P.; TOBIAS, J. H.; ADAMS, M. A. Intervertebral disc degeneration can lead to “stress-shielding” of the anterior vertebral body. A cause of osteoporotic vertebral fracture? **Spine**, v. 29, n. 7, p. 774-782, 2004a.

POLLINTINE, P.; PRZYBYLA, A. S.; DOLAN, P.; ADAMS, M. A. Neural arch load-bearing in old and degenerated spines. **Journal of Biomechanics**, v. 37, p. 197-204, 2004b.

PRESCHER, A. Anatomy and pathology of the aging spine. **European Journal of Radiology**, v. 27, p. 181-195, 1998.

PUTZ, R., PABST, R., WEIGLEIN, A. H., TAYLOR, A. N. **Sobotta Atlas of Human Anatomy**, Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2001. 1 CD-ROM v.1.5.

RANNOU, F.; CORVOL, M.; REVEL, M.; POIRAUDEAU, S. Disk degeneration and herniation: the contribution of mechanical stress. **Joint Bone Spine**, v. 68, p. 543-546, 2001.

REILLY, T., TYRRELL, A.; TROUP, J. D. G. Circadian variation in human stature. **Chronobiology International**, v. 1, p. 121-126, 1984.

RICHES, P. E.; DHILLON, N.; LOTZ, J.; WOODS, A. W.; MCNALLY, D. S. The internal mechanics of the intervertebral disc under cyclic loading. **Journal of Biomechanics**, v. 35 p. 1263-1271, 2002.

RODACKI, C.; FOWLER, N.; RODACKI, A.; BIRCH, K. Stature loss and recovery in pregnant women with and without low back pain. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, p. 507-5512, 2003.

RODACKI, C.; RODACKI, A.; FOWLER, N.; BIRCH, K. Measurement variability in determining stature in sitting and standing postures. **Ergonomics**, v. 44, n. 12, p. 1076-1085, 2001.

RODACKI, A.; FOWLER, N.; PROVENCI, C.; RODACKI, C.; DEZAN, V. Body mass as factor in stature change. **Clinical Biomechanics**, *in press*, 2005.

ROUGHLEY, P. J. Age-associated changes in cartilage matrix. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 391, p. S153-S160, 2001.

RUDERT, M.; TILLMANN, B. Lymph and blood supply of the human intervertebral disc: cadaver study of correlations to discitis. **Acta Orthopedics Scandinavia**, v. 64, n. 1, p. 37-40, 1993.

SATO, K.; KIKUCHI, S.; YONEZAWA, T. In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and patients with ongoing back problems. **Spine**, v. 24, n. 23, p. 2468-2474, 1999.

SETH, L. A.; SHIWEI, Y.; HAUGHTON, V. M.; FISCHER, M. E. Intervertebral disc: normal age-related changes in MR signal intensity. **Radiology**, v. 177, n. 2, p. 385-388, 1990.

SHAO, Z.; ROMPE, G.; SCHILTENWOLF, M. Radiographic changes in the lumbar intervertebral disc and lumbar vertebrae age. **Spine**, v. 27, n. 3, p. 263-268, 2002.

STEVENS, R.; RYVAR, R.; ROBERTSON, W.; O'BRIEN, J.; BEARD, H. Biological changes in the annulus fibrosus in patients with low back pain. **Spine**, v. 7, n. 3, p. 223-233, 1982.

SZPALSKI, M.; GUNZBURG, R.; MÉLOT, C.; AEBI, M. The aging of the population: a growing concern for spine care in the twenty-first century. **European Spine Journal**, v. 12, p. S81-S83, 2003.

TAKEYACHI, Y.; KONNO, S.; OTANI, K.; YAMAUCHI, K.; TAKAHASHI, I.; SUZUKAMO, Y.; KIKUCHI, S. Correlation of low back pain with functional status, general health perception, social participation, subjective happiness, and patient satisfaction. **Spine**, v. 28, n. 13, p. 1461-1467, 2003.

TANAKA, N.; AN, H. S.; LIM, T.; FUJIWARA, A.; JEON, C.; HAUGHTON, V. M. The relationship between disc degeneration and flexibility of lumbar spine. **The Spine Journal**, v. 1, p. 47-56, 2001.

TSURITANI, I.; HONDA, R.; NOBORISAKA, Y.; ISHIDA, M.; ISHIZAKI, M.; YAMADA, Y. Impact of obesity on musculoskeletal pain and difficulty of daily movements in Japanese middle-aged women. **Maturitas**, v. 42, p. 23-30, 2002.

TUBACH, F.; LECLERC, A.; LANDRE, M.; PIETRI-TALEB, F. Risk factors for sick leave due to low back pain: a prospective study. **Journal of Occupational and Environmental Medicine**, v. 44, n. 5, p. 451-458, 2002.

TWOMEY, L. T.; TAYLOR, J. R. Age changes in lumbar intervertebral disc. **Acta Orthopedics Scandinavia**, v. 56, p. 496-499, 1983.

TYRRELL, A. R.; REILLY, T.; TROUP, J. D. G. Circadian variation in stature and the effects of spinal loading. **Spine**, v. 10, n. 2, p. 159-164, 1985.

UNITED STATES OF AMERICAN CENSUS BUREAU & UNITED STATES OF AMERICAN DEPARTMENT OF COMMERCE. **United States Census - 2000**. Disponível em <<http://www.census.gov>>: acesso em 27 abril 2003.

VAN DEURSEN, L.; VAN DEURSEN, D. L.; SNIJDERS, C. J.; WILKE, H. J. Relationship between everyday activities and spinal shrinkage. **Clinical Biomechanics** v. 20, p. 547-550, 2005.

VAN DIEEN J.; TOUSSAINT, H. Spinal shrinkage as a parameter of functional load. **Spine**, v. 18, p. 1504-1514, 1993.

VAN DIEEN, J.; CREEMERS, M.; DRAISMA, I.; TOUSSAINT, H. M.; KINGMA, I. Repetitive lifting and spinal shrinkage effects of age and lifting technique. **Clinical Biomechanics**, v. 9, p. 367-374, 1994.

VAN TULDER, M.; KOES, B.; BOUTER, L. A cost-of-illness study of back pain in the Netherlands. **Pain**, v. 62, p. 233-240, 2005.

VIDEMAN, T.; BATTIÉ, M. C.; GILL, K.; MANNINEN, H.; GIBBONS, L. E.; FISHER, L. D. Magnetic resonance imaging findings and their relationships in the thoracic and lumbar spine: insights into the etiopathogenesis of spinal degeneration. **Spine**, v. 20, n. 15, p. 928-935, 1995.

VIRGIN, W. J. Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral disc. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 33, n. 4, p. 607-611, 1951.

WALSH, A. J. L.; LOTZ, J. C. Biological response of the intervertebral disc to dynamic loading. **Journal of Biomechanics**, v. 37, p. 329-337, 2004.

WATKINS, J. **Estrutura e Função do Sistema Musculoesquelético**. Porto Alegre: Artmed, 2001.

WEEB, R.; BRAMMAH, T.; LUNT, M.; URWIN, M.; ALLISON, T.; SYMMONS, D. Prevalence and predictors of intense, chronic, and disabling neck and back pain in the UK general population. **Spine**, v. 28, n. 11, p. 1195-1202, 2003.

WHITING, W.; ZERNICKE, R. **Biomechanics of Musculoskeletal Injury**. United States of America: Human Kinetics, 1998.

WILBY, J.; LINGET, K.; REALLY, T.; TROUP, J. Spinal shrinkage in females: circadian variation and the effects of circuit weight-training. **Ergonomics**, v. 30, p. 47-54, 1987.

WILKE, H.; NEEF, P.; CAIMI, M.; HOOGLAND, T.; CLAES, L. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. **Spine**, v. 24, n. 8, p. 755-762, 1999.

YASUMA, T.; KOH, S.; OKAMURA, T.; YAMAUCHI. Histological changes in aging lumbar intervertebral discs. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 72-A, n. 2, p. 220-229, 1990.

## **ANEXO**

O termo de consentimento livre e esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná: Banpesq/ THALES N° 2002010705 e registro no CEP nº 001/02 (vide abaixo).

### **TERMO DE CONSENTIMENTO DE PARTICIPAÇÃO**

**Pesquisadores responsáveis: Prof. Dr. André Luiz Felix Rodacki e Prof. Msd. Valério Henrique Dezan**

Este é um convite especial para você participar voluntariamente do estudo “O COMPORTAMENTO MECÂNICO DA COLUNA VERTEBRAL”. Por favor, leia com atenção as informações abaixo antes de dar seu consentimento para participar ou não do estudo. Qualquer dúvida sobre o estudo ou sobre este documento pergunte ao pesquisador com que você está conversando neste momento.

### **OBJETIVO DO ESTUDO**

O presente estudo tem como objetivo determinar o comportamento mecânico da coluna vertebral em diferentes faixas etárias.

### **PROCEDIMENTOS**

Ao participar deste experimento, você se compromete a comparecer em duas ou três sessões experimentais, nas quais a sua estatura será medida em um equipamento especial (chamado estadiômetro), antes e depois de uma atividade física leve. O estadiômetro é um equipamento que pode detectar pequenas variações da estatura, afim de analisar como os seus discos intervertebrais se comportam em função das cargas impostas durante a atividade física. Para que as medidas sejam tomadas com precisão, você deverá comparecer a uma ou duas sessões de familiarização com o equipamento e com os procedimentos utilizados. Estas sessões prévias duram aproximadamente 45-60 min. Todas as medidas tomadas no estadiômetro são externas

(sobre a pele) e não causam dor. Após o período de familiarização, você deverá comparecer ao nosso laboratório para uma única visita. Nesta visita, você deverá segurar uma carga de aproximadamente 10% do seu peso corporal durante 45 min. Você será medido no estadiômetro em intervalos de 3 min. Ao final deste período, você deverá permanecer em pé no estadiômetro por cerca de 30 min, onde sua estatura será medida em pequenos intervalos. Cada sessão experimental dura aproximadamente 90 min.

## **BENEFÍCIOS**

Este projeto visa melhorar a compreensão das propriedades mecânicas da coluna vertebral em diferentes faixas etárias em função da atividade física leve. A partir dos dados deste estudo, poderemos compreender melhor o comportamento da coluna vertebral afim de prescrever exercícios físicos adequados a cada faixa etária e propor estratégias de recuperação para que os efeitos da atividade física sejam minimizados.

## **DESPESAS/ RESSARCIMENTO DE DESPESAS DO VOLUNTÁRIO**

Todos os sujeitos envolvidos nesta pesquisa são isentos de custos.

## **PARTICIPAÇÃO VOLUNTÁRIA**

A sua participação neste estudo é *voluntária* e você terá plena e total liberdade para desistir do estudo a qualquer momento, sem que isso acarrete qualquer prejuízo para você.

## **GARANTIA DE SIGILO E PRIVACIDADE**

As informações relacionadas ao estudo são confidenciais e qualquer informação divulgada em relatório ou publicação será feita sob forma codificada, para que a confidencialidade seja mantida. O pesquisador garante que seu nome não será divulgado sob hipótese alguma.

## **ESCLARECIMENTO DE DÚVIDAS**



Você pode e deve fazer todas as perguntas que julgar necessárias antes de concordar em participar do estudo.

### **COMITÊ DE ÉTICA DO SETOR DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS**

Fui informado que este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética do Setor de Ciências Biológicas e que no caso de qualquer problema ou reclamação em relação à conduta dos pesquisadores deste projeto, poderei procurar o referido Comitê, localizado na Direção do Setor de Ciências Biológicas, Centro Politécnico, Universidade Federal do Paraná.

Diante do exposto acima eu, \_\_\_\_\_  
abaixo assinado, declaro que fui esclarecido sobre os objetivos, procedimentos e benefícios do presente estudo. Concedo meu acordo de participação de livre e espontânea vontade. Foi-me assegurado o direito de abandonar o estudo a qualquer momento, se eu assim o desejar. Declaro também não possuir nenhum grau de dependência profissional ou educacional com os pesquisadores envolvidos nesse projeto (ou seja, os pesquisadores desse projeto não podem me prejudicar de modo algum no trabalho ou nos estudos), não me sentindo pressionado de nenhum modo a participar dessa pesquisa.

Curitiba, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
Sujeito

RG:

\_\_\_\_\_  
Pesquisador

RG: